

ANÁLISIS CINEMÁTICO Y CINÉTICO DE LA MARCHA, CARRERA, SALTO Y CONTROL POSTURAL EN PARA-FUTBOLISTAS CON PARÁLISIS CEREBRAL

Centro de Investigación del
Deporte
Elche, 2017

Manuel Valverde Bleda

Directores:

Dr. Raúl Reina Vaíllo

Dr. José Luis López Elvira

TESIS





DEPARTAMENTO DE PSICOLOGÍA DE LA SALUD

Programa de Doctorado en Psicología de la Salud

**ANÁLISIS CINEMÁTICO Y CINÉTICO DE
LA MARCHA, CARRERA, SALTO Y
CONTROL POSTURAL EN PARA-
FUTBOLISTAS CON PARÁLISIS
CEREBRAL**

Doctorando:

Manuel Valverde Bleda

Directores:

Prof. Dr. Raúl Reina Vaíllo
Prof. Dr. José Luis López Elvira



El Dr. D. Juan Carlos Marzo Campos, director del Departamento de Psicología de la Salud de la Universidad Miguel Hernández de Elche.

AUTORIZA:

Que el trabajo de investigación titulado: “ANÁLISIS CINEMÁTICO Y CINÉTICO DE LA MARCHA, CARRERA, SALTO Y CONTROL POSTURAL EN PARA-FUTBOLISTAS CON PARÁLISIS CEREBRAL” realizado por D. Manuel Valverde Bleda bajo la dirección del Dr. D. Raúl Reina Vaíllo y el Dr. D. José Luis López Elvira sea depositado en el Departamento y posteriormente defendido como Tesis Doctoral en esta Universidad ante el tribunal correspondiente.

Lo que firmo para los efectos oportunos en:

Elche a de Junio de 2017

Fdo.: Juan Carlos Marzo Campos

Director del Departamento de Psicología de la Salud

Universidad Miguel Hernández de Elche

UNIVERSIDAD MIGUEL HERNÁNDEZ DE ELCHE

Departamento: Psicología de la Salud

Programa de Doctorado: Psicología de la Salud

Título de la Tesis

**ANÁLISIS CINEMÁTICO Y CINÉTICO DE LA MARCHA,
CARRERA, SALTO Y CONTROL POSTURAL EN PARA-
FUTBOLISTAS CON PARÁLISIS CEREBRAL**

Tesis Doctoral presentada por:

D. Manuel Valverde Bleda

Dirigida por el Dr. D. Raúl Reina Vaíllo y el Dr. D. José Luis López
Elvira

Los Directores

El Doctorando

Dr. Raúl Reina Vaíllo Dr. José Luis López Elvira

D. Manuel Valverde Bleda

Elche, 2017

DEPARTAMENTO DE PSICOLOGÍA DE LA SALUD

Programa de Doctorado en Psicología de la Salud

ANÁLISIS CINEMÁTICO Y CINÉTICO DE LA
MARCHA, CARRERA, SALTO Y CONTROL
POSTURAL EN PARA-FUTBOLISTAS CON
PARÁLISIS CEREBRAL

Doctorando:

Manuel Valverde Bleda

Directores:

Dr. D. Raúl Reina Vaíllo
Dr. D. José Luis López Elvira



*Miguel
Hernández*

Agradecimientos

El destino quiso que en estos años en los cuales he disfrutado de este gran momento, este gran proyecto, coincidieran con la enfermedad que te postró en un sillón. La verdad no era fácil estar viviendo este paso de desarrollo personal tan grande, sabiendo que tú, que tanto disfrutabas de tus idas y venidas, estabas ahí sentada, viendo la vida pasar. Sé que te habría encantado verme finalizar este peldaño, pero los meses no te dejaron. Por tener siempre una sonrisa cuando iba a verte, ser un punto de amarre en nuestra familia, y darme la oportunidad de vivir, gracias Señora CARO.

Tutor, “persona que ejerce la tutela”, “que orienta a los alumnos”, la RAE se queda corta.... faltan aquí palabras... están para lo que necesitas, aunque no tenga que ver con tu tesis, completándote, apoyándote, hacen de psicólogos, analistas programadores.... en fin, ayudándote a crecer no sólo académicamente, sino también como persona. Por ello, no solo por impulsarme con este proyecto, sino por tratarme como un compañero, e incluso en muchas ocasiones como un “hijo”, y aguantarme más de una liada, por acostaros tarde y perder más de un fin de semana, tanto en el meollo como enfrente del ordenador... GRACIAS Raúl Reina y José Luis López, vuestro tiempo es oro.

Universidad Miguel Hernández (UMH), y en especial a tí, Manuel Moya, gracias por darme esta oportunidad, y confiar en mí.

Eternamente agradecido a la Federación Española de Deportes de Personas con Parálisis Cerebral y Daño Cerebral Adquirido, por ayudarme, y sobre todo por la gran labor que realizáis, no es sólo deporte lo que apoyáis, sino un estilo de vida.

Chicos, deportistas... que me gustaría poder poner vuestros nombres aquí para que supierais a cada uno de vosotros cuánto agradezco vuestro tiempo y paciencia, por

darme la oportunidad de estar con vosotros, pedazo de deportistas, de personas... gracias.

“Ufff”, lo que me habéis aguantado, y lo que me tendréis que aguantar, lo que os he costado y lo que os voy a costar... y, aun así, que es lo que más me sorprende, me seguís queriendo, esto es más que amor de padres, lo vuestro es penitencia de padres. La entrega, seguimiento, empuje que hacéis por vuestros hijos y por mí, no tienen forma de agradecerse, pero por lo menos os dejo estas palabras: nunca he mirado atrás sin recordar que cada segundo lo he vivido muy feliz, nunca miro hacia delante con miedo de no serlo, y eso es gracias a vosotros y a todo lo que me habéis enseñado. Gracias por estar en cada momento que os he necesitado durante este camino.

Patri, Juan, que difícil soy, y que fácil me hacéis sentir, cómo iba yo hacer este proyecto sin vosotros, sin ayudarme cada día y en cada momento a entenderme a mí mismo y comprender qué es lo que quería en mi vida.

Marco, quiero que cuando sepas leer, veas esto, y sepas que tu sonrisa nos hace a todos que los malos momentos sean más dulces. Cuando solo veía números... me acordaba de tus risas... a modo de café.

Tías, que no me olvido de vosotras, de ti tampoco tío Eugenio, ni de vosotros primos, y mucho menos de mis otros tíos Manolo y Jesús... gracias por vuestro apoyo y consejos.

Cuña@s, Nieves e Ignacio, gracias por vuestro apoyo y llamadas de apoyo...

Madrina, M.^a José y Padrino, Dr. Ricardo, como os echo de menos, vosotros a mi menos, porque con el follón que os he dado... os agradezco que seáis así, esa clase de maravillosas personas que pasan de llamarse amigos a llamarse hermanos... os quiero. Gracias por aguantar los cambios de humor asociados a este proyecto.

Silvi, hermanica, a ti también te he dado el follón... eh! Ojalá te hubiera conocido hace muchos años, porque me da pena haberme perdido tantas risas contigo.

Dr. Zama, como puede ser que estés tan lejos y siempre estés para todo lo que necesito! Encontrarte en mi camino fue una bendición de la virgencita de Guadalupe, una pena que siempre tengamos que hablar por los artefactos que tú sabes que son cosa del diablo, México lindo, gracias.

Gañán, Loli, dueños del centro operativo-logístico-hotel (5*) durante mis viajes a Elche, mis amigos, hemanicos, junto con los otros, me hacéis que me lo pase “muchísimo” bien, y sepa que mi familia es muy grande, gracias.

Alcaraz... córtate el pelo o dejás de ser mi hermano... Alejandro, si eres más bueno conmigo revientas, gracias bro por prestarme una mano cuando la he necesitado.

David, como puede ser que del 80% de las veces que te llamo es para pedirte algo, y siempre me dices que si... me has ayudado mucho y lo sabes! Gracias.

Mugcianeandos, gracias por hacer del infierno un lugar donde disfrutar. Peke, te I love you, gracias.

Karla, gracias por ser como eres, y ayudar no solo a mí, sino a todo el que te rodea siempre, sin esperar nada a cambio, el CID contigo tiene un tesoro.

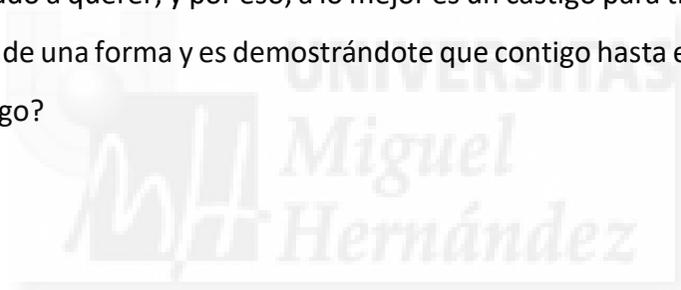
Ana Cristina, espero que después de lo que voy a poner no me digas que te he tenido olvidada estos años... en todos los estudios por los que he ido pasando he conseguido dos cosas, aprender mucho y una amig@.... no digo más... gracias por ser tan happy y por ayudarme con una sonrisa.

Familia Sugfezasajesacoma, me habéis demostrado que caerse es fácil, pero más aún es levantarse, y estando a vuestro lado tanto caerse como levantarse es bonito y alegre. Me hacéis sentir como en mi casa, pero con Z de pizza. Mil gracias, porque un minuto con vosotros es “power” para estar otras cinco horas en el ordenador.

Pepita, ya sabes lo que dice la frase “madre no hay más que una”, y que equivocada está... porque yo ya puedo decir que tengo dos! 😊 gracias por hacer que mi madre

estando tan lejos, esté más tranquila sabiendo que aquí me cuidas tan bien! Así da gusto centrarse en la investigación.

Te levantas, a trabajar, vuelves, haces la comida, terminas, a trabajar, vuelves, haces la cena, niños, limpiar, ordenar.... Y etc..... Y yo mientras tanto, tesis, y más tesis, y tú ni una sola vez un reproche, una mala cara, un mal día... que va, sino todo lo contrario, dispuesta a ayudarme y a facilitarme el trabajo. Tú sabes perfectamente que agradecerte el tiempo que pierdes para que yo pueda desarrollar este proyecto (y muchas otras cosas) es quedarse corto, no, lo siguiente. Debo agradecerte mucho más que eso, me has dado una forma nueva de ver y sentir la vida, una forma de experimentar y entender las cosas, una familia, me has permitido disfrutar y formar parte de lo que más quieres, tus hijos (Cori y Marcos); me has enseñado a querer, y por eso, a lo mejor es un castigo para ti 😊, pero quiero agradecértelo de una forma y es demostrándote que contigo hasta el final, ¿quieres casarte conmigo?





**"No te preocupes, hay millones de olas ahí afuera.
Tómate tu tiempo y tu ola llegará"**

Duke Kahanamoku

ÍNDICE

ÍNDICE DE CONTENIDOS

Índice de Figuras	I
Índice de Tablas	II
Glosario de Abreviaturas y Definiciones	V

RESUMEN

VI

ÍNDICE DEL CUERPO

CAPÍTULO I - MARCO TEÓRICO Y CONCEPTUAL

1. Introducción	3
1.1. Conceptualización de la Parálisis Cerebral (PC)	3
1.2. Clasificación General de la PC	4
1.3. Clasificación de la PC según el Tono Predominante	6
1.3.1. PC Espástica	6
1.3.2. PC Discinética	8
1.3.3. PC Atáxica	9
1.4. Sintomatología Características de la PC	10
1.5. Otras Clasificaciones de Interés relacionadas con la PC	11
1.5.1. El Sistema de Clasificación de Funciones Motrices Globales (GMFCS)	12
1.5.2. Cerebral Palsy International Sports and Recreation Association (CPISRA)	14
2. Actividades relacionadas con la Movilidad que son objeto de este Estudio	15
2.1. Marcha	15
2.2. Carrera	16
2.3. Salto	17
2.4. Control postural	18
3. Evolución de los sistemas de clasificación en Deporte Paralímpico	20
3.1. Relación de la ICF con la clasificación en Deporte Paralímpico	22
3.2. Clasificación en Fútbol PC	26
3.2.1. Clase FT5	27
3.2.2. Clase FT6	28
3.2.3. Clase FT7	29
3.2.4. Clase FT8	30

CAPÍTULO II – OBJETIVOS E HIPÓTESIS	35
4.1. Objetivos e Hipótesis 1	35
4.2. Objetivos e Hipótesis 2	36
4.3. Objetivos e Hipótesis 3	37
CAPÍTULO III – MÉTODOS	41
5.1. Participantes	41
5.2. Instrumental	42
5.2.1. Análisis cinemático	42
5.2.2. Análisis cinético	43
5.3. Procedimiento de adquisición de datos	43
5.3.1. Estructuración y colocación del instrumental	43
5.3.2. Protocolo preliminar a la recogida de datos	45
5.3.3. Realización de las diferentes habilidades objeto de estudio	49
5.3.3.1. Marcha	50
5.3.3.2. Carrera	50
5.3.3.3. Salto	51
5.3.3.4. Control postural	52
5.4. Tratamiento y análisis de datos	53
5.4.1. Extracción de variables para la marcha y la carrera	54
5.4.2. Extracción de datos del salto	57
5.4.3. Extracción de datos para análisis del control postural	59
5.5. Análisis estadístico	61
CAPÍTULO IV – RESULTADOS	65
6.1. La marcha	65
6.1.1. Análisis cinemático	65
6.1.1.1. Ángulos máximos en cadera, rodilla y tobillo	65
6.1.1.2. Diferencias entre perfiles funcionales en la cinemática de la marcha	69
6.1.2. Análisis cinético de la marcha	76
6.1.2.1. Picos de fuerza en la pisada	77
6.1.2.2. Tiempos de fuerza durante la pisada	78
6.1.2.3. Diferencias entre perfiles funcionales en las variables cinéticas de la marcha	80
6.2. La carrera	85
6.2.1. Análisis cinemático	85
6.2.1.1. Ángulos máximos en cadera, rodilla y tobillo	85
6.2.1.2. Diferencias entre perfiles funcionales en la cinemática de la carrera	89

6.2.2. Análisis cinético de la carrera	96
6.2.2.1. Picos de fuerza en la carrera	96
6.2.2.2. Tiempos de fuerza durante la pisada	98
6.2.2.3. Diferencias entre perfiles funcionales en las variables cinéticas de la carrera	100
6.3. Salto máximo	105
6.3.1. Salto máximo con balón y sin balón	105
6.3.1.1. Cinemática en el salto máximo sin balón	105
6.3.1.2. Cinemática en el salto máximo con balón	106
6.3.2. Correlaciones existentes entre la altura de salto con y sin balón con las diferentes variables cinemáticas y cinéticas	108
6.3.2.1. Correlaciones en el salto máximo sin balón	108
6.3.2.2. Correlaciones en el salto máximo con balón	110
6.3.2.3. Correlaciones entre la altura de salto y las variables cinéticas	112
6.3.2.4. Diferencias en la altura, fuerza máxima y rapidez de producción de fuerza en los saltos máximos con y sin balón	112
6.3.2.5. Comparativa entre perfiles funcionales para los saltos máximos con y sin balón	113
6.4. Control Postural	115
6.4.1. Comparativa bipodal y unipodal, con ojos abiertos y cerrados	115
6.4.2. Comparativa entre perfiles funcionales en la estabilidad	117
CAPÍTULO V – Discusión	121
7.1. Cinemática de la marcha y la carrera	122
7.1.1. Análisis cinemático de la marcha en los diferentes grupos	122
7.1.2. Asimetrías en la marcha y la carrera	127
7.2. Cinética de la marcha y la carrera	130
7.3. El salto	134
7.4. Control Postural	138
CAPÍTULO VI – Conclusiones, Limitaciones y Prospectivas de Investigación	143
8.1. Conclusiones	143
8.2. Limitaciones	146
8.3. Prospectivas de investigación	148



ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Clasificación integrada de la parálisis cerebral (Bax et al., 2005)	6
Figura 2. Evolución de los sistemas de clasificación en deporte paralímpico (adaptado de Hart, 2017)	21
Figura 3. Estructura de la CIF aplicada al deporte paralímpico (Reina y Vilanova-Pérez, 2016)	24
Figura 4. Análisis cinemático con sistema de captura y análisis del movimiento VICON.	42
Figura 5. Plataforma de fuerzas y estructura de nivelación.	44
Figura 6. Disposición del instrumental de medición.	44
Figura 7. Marcadores reflectantes del modelo <i>Plug-in Gait</i> empleado.	48
Figura 8. Digitalización de un participante en la posición de calibración.	49
Figura 9. Recreación de la marcha de un participante y marcha real durante la prueba.	50
Figura 10. Recreación de la carrera de un participante y carrera real durante la prueba.	51
Figura 11. Situación de salto sin (izquierda) y con remate de cabeza (derecha).	52
Figura 12. Posición de partida para el salto.	54
Figura 13. Picos máximos y mínimos en el eje vertical (Woodard, 1999)	56
Figura 14. Valoración de la simetría del salto en la aplicación de la fuerza.	58
Figura 15. Variables calculadas a partir de la fuerza vertical.	59
Figura 16. Elipse cuya área abarca aproximadamente el 95% de los límites de confianza del recorrido del centro de presiones.	60
Figura 17. Ángulos Máximos alcanzados durante la marcha y la carrera.	127

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Características de los participantes en el estudio.	41
Tabla 2. Ángulos (en grados) máximos de la cadera en la marcha comparando lado D y ND.	66
Tabla 3. Ángulos máximos (en grados) de la rodilla en la marcha comparando lado D y ND.	67
Tabla 4. Ángulos máximos (en grados) del tobillo en la marcha comparando lado D y ND.	68
Tabla 5. Diferencias entre perfiles funcionales en los diferentes movimientos de la cadera, rodilla y tobillo durante la marcha, en los lados D y ND.	69
Tabla 6. Comparaciones por pares de las diferencias entre perfiles funcionales en los ángulos de cadera durante la marcha, tanto para los lados D como ND.	70
Tabla 7. Comparaciones por pares de las diferencias entre perfiles funcionales en los ángulos de la rodilla durante la marcha, tanto para los lados D como ND.	72
Tabla 8. Comparaciones por pares de las diferencias entre perfiles funcionales en los ángulos del tobillo durante la marcha, tanto para los lados D como ND.	74
Tabla 9. Picos de fuerza de pisada durante la marcha.	77
Tabla 10. Picos de tiempo de pisada durante la marcha.	79
Tabla 11. Diferencias entre perfiles funcionales en los picos de fuerza y tiempo de pisada durante la marcha, en los lados D y ND.	80
Tabla 12. Comparaciones por pares de las diferencias entre perfiles funcionales en la magnitud de la pisada durante la marcha, tanto para los lados D como ND.	81
Tabla 13. Comparaciones por pares de las diferencias entre perfiles funcionales en el tiempo de la pisada durante la marcha, tanto para los lados D como ND.	83
Tabla 14. Ángulos máximos (en grados) de la cadera en la carrera comparando lado D y ND.	86

Tabla 15. Ángulos máximos (en grados) de la rodilla en la carrera comparando lado D y ND.	87
Tabla 16. Ángulos máximos (en grados) del tobillo en la carrera comparando lado D y ND.	88
Tabla 17. Diferencias entre perfiles funcionales en los diferentes movimientos de la cadera, rodilla y tobillo durante la carrera, en los lados D y ND.	89
Tabla 18. Comparaciones por pares de las diferencias entre perfiles funcionales en los ángulos de cadera durante la carrera, tanto para los lados D como ND.	90
Tabla 19. Comparaciones por pares de las diferencias entre perfiles funcionales en los ángulos de la rodilla durante la carrera, tanto para los lados D como ND.	92
Tabla 20. Comparaciones por pares de las diferencias entre perfiles funcionales en los ángulos del tobillo durante la carrera, tanto para los lados D como ND.	94
Tabla 21. Picos de fuerza de pisada durante la carrera.	97
Tabla 22. Picos de tiempo de pisada durante la carrera.	99
Tabla 23. Diferencias entre perfiles funcionales en los picos de fuerza y tiempo de pisada durante la marcha, en los lados D y ND.	100
Tabla 24. Comparaciones por pares de las diferencias entre perfiles funcionales en la magnitud de la pisada durante la carrera, tanto para los lados D como ND.	101
Tabla 25. Comparaciones por pares de las diferencias entre perfiles funcionales en el tiempo de pisada durante la carrera, tanto para los lados D como ND.	103
Tabla 26. Ángulos (en grados) en lados D y ND en el salto máximo sin balón durante el movimiento excéntrico-concéntrico.	106
Tabla 27. Ángulos en lados (en grados) D y ND en el salto máximo con balón durante el movimiento excéntrico-concéntrico.	107
Tabla 28. Correlaciones entre la altura de salto y las variables cinemáticas en el salto máximo sin balón.	109
Tabla 29. Correlaciones entre la altura de salto y las variables cinemáticas en el salto máximo con balón.	111

Tabla 30. Relación de la altura con Fuerza máxima y rapidez de producción de la fuerza.	112
Tabla 31. Diferencias en la altura, Fmax y RFDmax en los saltos sin y con balón.	113
Tabla 32. ANOVA para el factor perfil funcional en los saltos sin y con balón.	114
Tabla 33. ANOVA para el factor clase en el salto máximo sin balón.	114
Tabla 34. ANOVA para el factor clase en el salto máximo con balón.	115
Tabla 35. Estabilidad unipodal con ojos abiertos y cerrados.	116
Tabla 36. Estabilidad bipodal con ojos abiertos y cerrados.	117
Tabla 37. ANOVA para el factor clase en las situaciones con ojos abiertos y cerrados.	118
Tabla 38. Comparativa de los principales hallazgos en la marcha en comparación con Wren et al. (2005).	126
Tabla 39. Porcentaje de diferencias significativas por clase y entre clases para la marcha y la carrera.	130
Tabla 40. Porcentaje de diferencias significativas por clase y entre clases y variables.	134

GLOSARIO DE ABREVIATURAS Y DEFINICIONES

Vocabulario general

CdP: Centro de presiones

CIF: Clasificación Internacional del Funcionamiento, la Discapacidad y la Salud

CMJ: *Counter-Movement Jump* (salto con contra movimiento)

CPIRSA: *Cerebral Palsy International Sports and Recreation Association* (Asociación Internacional de Deportes y Recreación para personas con Parálisis Cerebral)

D: Lado/Extremidad inferior/Brazo Dominante o menos afectado

FEDPC: Federación Española de Deportes para personas con Parálisis Cerebral y Lesión Cerebral

Fmax: Fuerza Máxima

FT: Código de referencia a las clases en Fútbol PC

Fútbol PC: Fútbol para personas con Parálisis Cerebral

GMFCS: Sistema de Clasificación de la Función Motora Gruesa

IFCPF: *International Federation of Cerebral Palsy Football* (Federación Internacional de Fútbol para personas con Parálisis Cerebral)

IPC: International Paralympic Committee (Comité Paralímpico Internacional)

ND: Lado/Extremidad inferior/Brazo No Dominante o más afectado

OMS: Organización Mundial de la Salud

PC: Parálisis Cerebral

RFDmax: Rapidez de producción de la fuerza

Resumen

El objetivo de la presente tesis doctoral ha sido analizar diferentes habilidades motrices básicas, aplicadas a su vez en futbolistas con parálisis cerebral: marcha, carrera, salto y control postural. En la línea de los postulados del Comité Paralímpico Internacional, la tesis pretende aportar evidencias para la optimización del sistema de clasificación funcional en este paradesporte, basado en cuatro perfiles funcionales en función del tono y zona corporal afectada.

Fueron analizados 13 jugadores pertenecientes a las modalidades de fútbol 7 y fútbol sala, todos ellos con licencia de la Federación Española de Deportes de Personas con Parálisis Cerebral y Lesión Cerebral (FEDPC). En función del impedimento la distribución de estos fue: dos participantes con diparesia, dos con tetraparesia (PC mixta), ocho con hemiparesia y uno con ataxia.

Se analizaron las variables cinemáticas [sistema de captura del movimiento 3D de VICON (Oxford Metrics) con el software Nexus (v 1.7)] y cinéticas [plataforma dinamométrica triaxial Kistler 9286AA] de las siguientes habilidades: 1. marcha, 2. carrera, 3. salto máximo / con remate de cabeza/ sin remate de cabeza, 4. Control postural / unipodal ojos abiertos / unipodal ojos cerrados / bipodal ojos abiertos / bipodal ojos cerrados.

Los análisis de medidas repetidas e independientes realizados comparan las diferencias bilaterales entre lados dominante y no dominante, así como las diferencias existentes entre perfiles funcionales, respectivamente. Los análisis cinemático y cinético realizados aportan evidencias para con la descripción de los perfiles funcionales de las clases FT5, FT6, FT7 y FT8, ayudando a la toma de decisiones que los clasificadores de este paradesporte deben tomar para asignar a los deportistas a unas clases u otras.

Palabras Clave: clasificación, deporte paralímpico, paradesporte, deporte adaptado



UNIVERSITAS
*Miguel
Hernández*

Marco Conceptual

1. Introducción

1.1 Conceptualización de la Parálisis Cerebral

El estudio de la parálisis cerebral (PC), sin acuñarle una definición exacta, viene del siglo XIX de mano de William John Little, un cirujano ortopedista inglés que presentó sus investigaciones en un conjunto de niños con alteraciones del tono y el desarrollo que describió como “rigidez espástica”, conociéndose en el siglo XIX como la “enfermedad de Little” (Delgado y Albright, 2003). El término de PC como lo conocemos hoy en día surgió en 1888 en los escritos de Osler (Schifrin y Longo, 2000), aunque algunos autores nombran y adjudican también a Burgess como el primero en usarlo en 1888 (Clark y Hankins, 2003). Existe cierta unanimidad en referenciar a la PC como un término que engloba un grupo de trastornos del desarrollo del movimiento y la postura, causantes de limitaciones en la actividad motora voluntaria, y que se atribuyen a trastornos no progresivos que sucedieron en el cerebro en los periodos fetal o infantil en desarrollo. Los trastornos motores de la PC se acompañan a menudo de trastornos sensoriales, cognitivos, de la comunicación, perceptivos y/o de conducta, además de posibles trastornos convulsivos (Bax et al., 2005). Algunos escritores hacen referencia a alteraciones progresivas y cambiantes (O'Shea, 2002), y otros indican que algunos síntomas remiten o se alivian a los 7 años después de su diagnóstico (Nelson y Ellenberg, 1982).

Dos de los criterios presentes en la descripción de la PC son la no progresividad de las alteraciones motoras, y que éstas han de ser secundarias a lesiones del cerebro. Esto excluye a condiciones neurodegenerativas, trastornos neuromusculares, defectos del tubo neural en la porción medular, tumores cerebrales, trastornos metabólicos o alteraciones genéticas reconocibles, entre otras (Badawi et al., 1998).

Teniendo en cuenta que la PC puede ser resuelta durante la infancia temprana, especialmente en los dos primeros años de vida del sujeto cuando el daño funcional es ligero (O'Shea, 2002), surge la cuestión de hasta qué edad o por cuánto tiempo debe permanecer el daño motor para ser considerado PC. Algunos autores plantean la exclusión de la afectación cerebral posterior a los 2 años de edad (Hagberg, Hagberg, Olow y Wendt, 1996; Himmelmann, Hagberg, Beckung, Hagberg y Uvebrant, 2005), aunque Albright (1996) comenta la existencia de estudios que elevan el límite a los 5 años de edad. Un aspecto contradictorio es que la lesión causante no debe ser progresiva pero, en cambio, se acepta que las manifestaciones de ésta sean cambiantes en el tiempo, consecuencia de su aparición en un sistema nervioso inmaduro que afecta a los procesos normales de maduración y desarrollo del cerebro, con lo que el daño se verá reflejado de diferentes maneras en el desarrollo del niño (Shapiro, 2004).

1.2. Clasificación General de la PC

A día de hoy se han propuesto muchos sistemas de clasificación de la PC, sin que uno de ellos haya sido aceptado universalmente, por lo que ningún sistema de clasificación permite, a priori, detallar toda la información necesaria para la mayoría de estudios (Bedia y Manjón, 2006). Los sistemas de clasificación han ido dirigidos a la descripción clínica de los trastornos motores, la búsqueda de asociacionismos entre clínica y etiología, así como estudios epidemiológicos e intervención terapéutica, si bien la mayoría de las clasificaciones se basan en el daño de la estructura corporal y sus funciones (OMS, 2001).

Las primeras clasificaciones en función de los síntomas motores coincidieron en considerar los siguientes tipos de PC: espástica o piramidal, discinética o extrapiramidal, y mixta (Hagberg, Hagberg, Olow y Wendt, 1989). El consenso sobre Parálisis Cerebral en Europa se basó en un sistema jerárquico de clasificación más pragmático y menos tecnicista (Cans, 2000), en la cual se incluyeron tres

tipologías: espástica, atáxica y discinética, quitando así la mixta (Makeith, Mackenzie y Polani, 1959; Minear, 1956). Cabe aquí subrayar la diferencia que la clasificación Europea establece entre PC unilateral y bilateral para las de tipo espástico, incluyendo casos de cuadriplejías (cuatro extremidades, tronco y cabeza), doble hemiplejía (los dos hemicuerpos afectados, pero un lado más que el otro), triplejía (tres extremidades afectadas), hemiparesia (un hemicuerpo, derecho o izquierdo) y diplejía (extremidades inferiores) espástica.

La clasificación en niños se basa, por su parte, en cuatro grupos: malformaciones cerebrales tempranas, lesión de la sustancia blanca, encefalopatías neonatales, y un grupo heterogéneo de trastornos adquiridos tras el nacimiento (Hoon, 2005). Algunos estudios complementan el diagnóstico de PC con categorías referentes a la etiología subyacente y a la afectación cerebral. Así, con respecto a la etiología, algunos autores incorporan en la clasificación el momento de la causa: prenatal, en el parto, postnatal inmediata, neonatal, y tardía (Verschuren, Ketelaar, Gorter, Helden y Takken, 2009).

La Organización Mundial de la Salud presenta por su parte la Clasificación Internacional del Funcionamiento, la Discapacidad y la Salud (OMS, 2001), una clasificación de las deficiencias en dos niveles: a) estructuras corporales (anatómicas) y funciones corporales (fisiológicas y psicológicas); y b) limitaciones en las actividades de la vida diaria (nivel individual) o restricciones en la participación (nivel colectivo o en sociedad). También reconoce los factores a nivel personal (intrínsecos) o ambientales (extrínsecos), que puedan poner barreras o facilitar los niveles de funcionamiento y discapacidad.

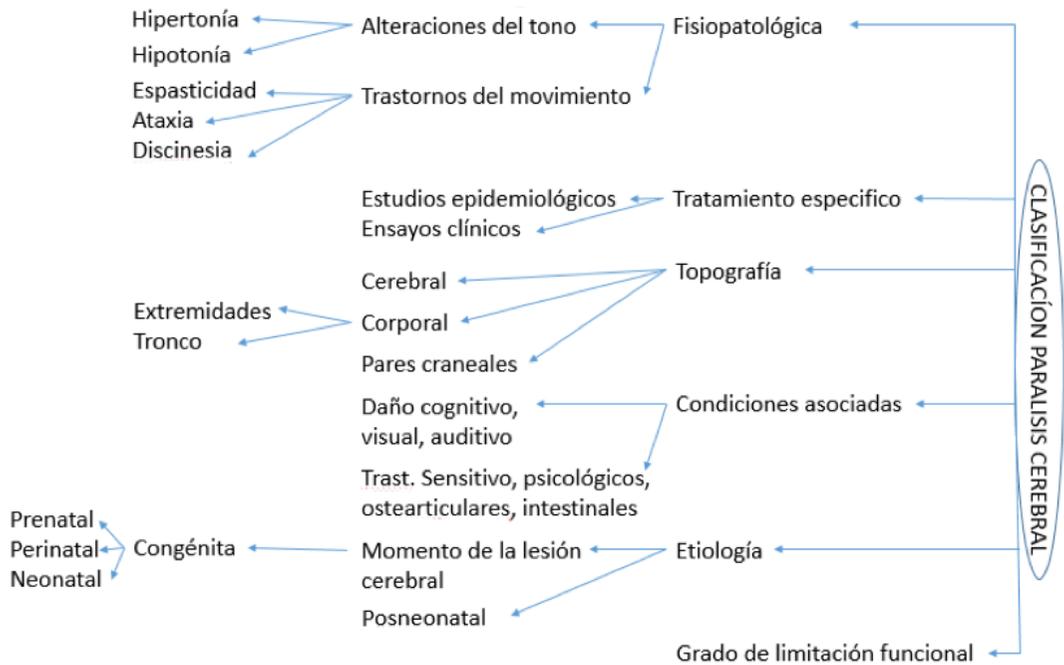


Figura 1. Clasificación integrada de la parálisis cerebral (Bax et al., 2005)

1.3. Clasificación de la PC según el Tono Predominante

Aunque ya hemos comentado que la PC se puede clasificar siguiendo varios criterios, aquí vamos a hacer una descripción más detallada de la clasificación del tono predominantemente afectado, para poder así comprender más específicamente las características de la PC (Winter, Autry, Boyle y Yeargin-Allsopp, 2002).

1.3.1. PC Espástica

La espasticidad puede ser definida como una hipertonía en la que se deben dar dos requisitos (Sanger, Delgado, Gaebler-Spira, Hallett y Mink, 2003): i) la resistencia al movimiento impuesto externamente, que aumenta con la velocidad creciente del estiramiento y varía con la dirección del movimiento de la articulación; e ii) el movimiento se eleva rápidamente por encima de un umbral de velocidad o ángulo de la articulación. Dentro de ésta, cabe mencionar que existen diferencias en el

tono muscular cuando se movilizan segmentos corporales o grupos musculares de forma pasiva y cuando la persona realiza movimientos de forma voluntaria.

El tipo más común de hipertonía es la espasticidad. Cans et al. (2000) describen que los casos de PC espástica aumentan el tono y los reflejos patológicos como hiperreflexia o signos piramidales como Babinski. El aumento del tono en la espasticidad se caracteriza por una mayor resistencia que depende de la velocidad (Sanger et al., 2003), por lo que suele manifestarse mediante una resistencia del músculo antagonista al inicio del movimiento, seguido de una relajación repentina que permite completar el rango articular funcional. Aunque en los casos más severos de espasticidad la resistencia puede estar presente en la mayor parte del rango de movimiento, la resistencia aumenta a medida que aumenta la velocidad del movimiento pasivo.

Sanger et al. (2003) dan una definición de espasticidad refiriéndose a ella con el termino "síndrome de la neurona motora superior", y para completar esta definición, ésta debe estar ligada a por lo menos uno de los siguientes síntomas:

- Hiperreflexia, con o sin clonus. El clonus se asocia a menudo a hiperreflexia, siendo una alternación rápida, involuntaria de la contracción y de la relajación del músculo, ocurriendo típicamente en los flexores plantares del tobillo en respuesta a la dorsiflexión rápida y pasiva. Una postura patológica de las extremidades inferiores se caracteriza por: (1) rotación interna de la cadera; (2) aducción de la cadera; y (3) pie equino, dando como resultado una posición en "tijera" (aducción de cadera, rotación interna de rodillas e inversión del pie). La PC espástica puede ser bilateral o unilateral,
- colapso reflejo,
- presencia de respuesta de Babinski, y/o
- debilidad o atrofia muscular en la musculatura afectada.

Sus principales características son pues un aumento excesivo del tono muscular (hipertonía), el cual va acompañado de un elevado grado de rigidez muscular

(espasticidad), y que provoca movimientos exagerados y poco coordinados o armoniosos.

El Comité Paralímpico Internacional, dentro de su Estándar Internacional sobre Impedimentos Elegibles (IPC, 2016), define hipertonía como un aumento anormal de la tensión muscular y menor capacidad de un músculo para estirarse, debido a una condición neurológica, como parálisis cerebral, lesión cerebral o esclerosis múltiple.

1.3.2. PC Discinética

Es una afectación en la que se pasa de estados de hipertonía (elevado tono muscular) a hipotonía (bajo tono muscular). Las alteraciones del tono muscular provocan descoordinación y falta de control de los movimientos, que son retorcidos y lentos. Las personas con PC discinética presentan movimientos involuntarios, incontrolados, recurrentes y ocasionalmente estereotipados, que provocan patrones anormales en la postura y/o el movimiento. Los patrones reflejos primitivos predominan, y el tono muscular es variable.

En la PC discinética se producen problemas de movimiento de las manos y los brazos, las piernas y los pies, complicando la realización de movimientos controlados o armoniosos. En algunos casos, también afecta a los músculos de la cara y la lengua, lo que explica las muecas involuntarias y el babeo de algunas de estas personas. La descoordinación también puede afectar a los músculos del habla, dificultando la articulación de las palabras (disartria). Además, en situaciones de estrés emocional, disminuye la capacidad para controlar los movimientos.

El Estándar Internacional sobre Impedimentos Elegibles del IPC (2016) incluye la atetosis como uno de los ocho impedimentos físicos elegibles en deporte paralímpico, y la define como un impedimento que provoca continuos

movimientos involuntarios lentos. Sin embargo, conviene distinguir entre PC distónica y coreo-atetósica:

- La PC distónica está caracterizada por posturas anormales (puede dar la impresión de hipocinesia: actividad reducida, es decir, movimiento rígido) e hipertonía (tono fluctuante, pero fácilmente elicitable). Las características más notables son movimientos involuntarios, torsionados y con posturas anormales debido a contracciones musculares sostenidas.
- La PC coreo-atetósica está caracterizada por hipercinesia (aumento de la actividad, es decir, movimientos espasmódicos) e hipotonía (el tono fluctúa, pero disminuye principalmente):
 - Corea significa movimientos involuntarios rápidos, con sacudidas.
 - Atetosis significa movimientos más lentos, que cambian constantemente, se retuercen.

1.3.3. PC Atáxica

Atendiendo al Estándar Internacional de Impedimentos Elegibles del IPC (2016), aquellos deportistas con ataxia presentan movimientos no o poco coordinados, causados por un daño en el sistema nervioso central. Cans et al. (2000) describen que los casos de PC atáxica presentan pérdidas de coordinación muscular, por lo que los movimientos se realizan con una fuerza, ritmo y precisión anormales. El patrón anormal de postura y/o movimientos en la PC atáxica se caracterizan por: (1) pérdida de coordinación muscular, de modo que los movimientos se realizan con fuerza, ritmo y precisión anormales. Las características típicas son una marcha ralentizada, con equilibrio perturbado; (2) el temblor es otro signo común (principalmente un temblor de intención lenta); y (3) bajo tono muscular o hipotonía.

1.4 Sintomatología Característica de la PC

Además de los inconvenientes referenciados anteriormente al tono muscular, se debe tener en cuenta que hay una serie de síntomas asociados a las personas con parálisis cerebral, entre las que destacan (Hermansen y Hermansen, 2006; Mutch, Alberman, Hagberg, Kodama y Perat, 1992):

- Problemas auditivos.
- Agnosia: trastorno en el reconocimiento de estímulos sensoriales, especialmente los relacionados con el tacto.
- Apraxia: pérdida de la capacidad de llevar a cabo movimientos coordinados para un fin concreto. También supone la pérdida de la comprensión del uso de los objetos cotidianos, provocando comportamientos ineficaces.
- Alteraciones de la atención, distrayéndose con frecuencia.
- Discinesia: dificultades para realizar movimientos voluntarios, incluyendo contracturas musculares y dislocaciones, debidas a las perturbaciones del tono muscular y a la dificultad para mover las articulaciones.
- Déficit Intelectual: la PC no tiene por qué ir ligada a un nivel de inteligencia inferior, pero ha existido la creencia de que las personas con parálisis cerebral que no dominaban sus movimientos o no podían hablar adecuadamente tenían un déficit intelectual. Sin embargo, hoy en día se estima que aproximadamente un tercio de este colectivo tiene un déficit intelectual moderado o grave, otro tercio, una deficiencia leve, y el resto presenta una inteligencia normal.
- Alteraciones visuales. El problema visual más frecuente es el estrabismo, en el que los ojos no están alineados, pudiendo causar visión doble y que se ignore cierta información. Las personas con hemiplejía pueden limitar su captación a una parte del campo visual, ignorando el otro (hemianopsia).

- Problemas de comunicación. Las dificultades para comunicarse de las personas con PC pueden deberse a un bajo nivel intelectual y/o por dificultades en el lenguaje y el habla, es decir, problemas en la articulación de las palabras. Estas últimas tienen que ver con la capacidad para dominar los músculos fonatorios (lengua, paladar y cavidad bucal).
- Problemas para tragar y masticar. Están relacionados con las dificultades en el habla y el lenguaje. Los problemas para la alimentación pueden converger en desnutrición, haciendo a las personas con PC más vulnerables a infecciones y problemas de crecimiento.
- Crisis epilépticas. Una de cada tres personas con PC muestra crisis epilépticas impredecibles. Se trata de ausencias de conciencia provocadas por la interrupción de la actividad eléctrica cerebral. La pérdida de conciencia puede ir precedida de gritos y continuada de sacudidas de brazos y piernas, micción involuntaria y convulsiones (convulsiones tónicoclónicas). En las crisis parciales simples se producen sacudidas musculares, hormigueo o entumecimiento; y en las complejas se pueden dar alucinaciones, la persona puede tambalearse, realizar movimientos automáticos y sin propósito, o manifestar una conciencia limitada o confusión. Pese a su carácter imprevisible, puede vigilarse y controlarse con una medicación adecuada.
- Problemas de crecimiento. En los casos de hemiplejía, los músculos de las extremidades afectadas son en ocasiones más pequeños, debido probablemente a un retraso en el crecimiento del hemicuerpo afectado.

1.5. Otras Clasificaciones de Interés relacionadas con la PC

En este epígrafe exponemos algunos de los principales sistemas existentes para la clasificación de personas con PC, atendiendo fundamentalmente a su perfil funcional:

1.5.1. El Sistema de Clasificación de Funciones Motrices Globales (GMFCS)

La GMFCS (Palisano et al., 1997) está enfocada para un uso en la práctica clínica (variables, registros, evaluación e investigación), con el fin de proporcionar un sistema simple a través del cual poder clasificar a los niños con PC hasta 12 años, aunque en 2007 se incluyó un rango de edad de entre los 12 y los 18 basándose en la Clasificación Internacional de Funciones, Discapacidad y Salud (OMS, 2001). Esta clasificación tiene cinco niveles (I, II, III, IV y V), que reflejan las diferencias en la función motora gruesa, como pueden ser el control motor, las transferencias y la movilidad. Para describir cada nivel vamos a concretar entre la edad de 12 a 18 años (Compagnone et al., 2014), ya que el para-deporte que nos ocupa implica la participación de jugadores con un mínimo de 15 años de edad:

- NIVEL I. El sujeto es capaz de andar por casa o el colegio. Sube y baja rampas y las escaleras sin necesidad de usar el pasamanos. También es capaz de correr o saltar, aunque viéndose la velocidad, el equilibrio y la coordinación en este caso limitados.
- NIVEL II. Capaz de andar en la mayoría de las situaciones, aunque las circunstancias del terreno o la distancia pueden influir en su opción de desplazamiento. En el colegio puede usar la opción de andar con dispositivos de ayuda, y una silla de ruedas para largas distancias. Puede necesitar adaptaciones para la realización de actividad física o deportiva debido a sus limitaciones en la movilidad.
- NIVEL III. Para andar necesita un dispositivo de apoyo manual. Sus métodos de desplazamiento respecto a otros niveles son más variados, condicionados por su capacidad física o factores ambientales, e incluso personales. En el colegio puede tener la necesidad del uso de silla de ruedas, bien autopropulsada o manual. Fuera de su comunidad necesita el uso de silla autopropulsada. En cambio, para subir y bajar las escaleras puede hacerlo con el pasamanos y con supervisión de otra persona. En referencia a la actividad física, puede necesitar

de adaptaciones para participar, e incluso de silla manual o autopropulsada.

- NIVEL IV. Utilizan la silla de ruedas para su desplazamiento prácticamente en todas las situaciones. Para el control de la pelvis y tronco pueden necesitar de un asiento adaptado, y para pasar de un sitio a otro (transferencias) precisan de la ayuda de una o dos personas, aunque pueden mantener parte de su peso en bipedestación asistida. En su casa o interiores pueden desplazarse andando (distancias cortas) con ayuda de otra persona, o con un andador con soporte corporal, si bien también lo pueden hacer con una silla de ruedas. Son capaces de manejar una silla autopropulsada, con dificultades para el uso de una de propulsión manual. Para las actividades físicas o deportivas necesitan ayuda de personal, dispositivos autopropulsados u otras adaptaciones.
- NIVEL V. Tienen que ser transportados en silla de ruedas manual en todos los ámbitos o contextos. Presentan limitaciones para el mantenimiento de la cabeza, tronco y extremidades frente a la fuerza de la gravedad. Para la alineación de la cabeza, sedestación, bipedestación y movilidad, precisan de ayudas tecnológicas, aunque no es posible conseguir una compensación total de la falta de equilibrio. Para las transferencias es necesario la ayuda de elevador o de una o dos personas. Mediante bastantes adaptaciones pueden conseguir estar sentados y el acceso a dispositivos de control, siendo capaces de desplazarse con una silla de ruedas motorizada. A la hora de realizar actividad física o para-deporte necesitarían de adaptaciones y ayuda de personal (p.e. Boccia), además de sillas autopropulsadas con grandes adaptaciones como ya se ha mencionado anteriormente.

Por las características de los niveles descritos de la GMFCS, sólo personas con Niveles I o II serían susceptibles de participar en Fútbol PC de forma competitiva, si bien existen otras modalidades adaptadas como el *frame football* (Nivel III) o el *powerchair soccer* (Niveles IV y V), que permitirían la participación de niveles más severos.

1.5.2. Cerebral Palsy International Sports and Recreation Association (CPISRA).

CPISRA creó un sistema basado en ocho clases deportivas. Las cuatro primeras son para deportistas que usan sillas de ruedas, mientras que las cuatro últimas se corresponden con las cuatro del actual manual de clasificación de IFCPF (2015). Estos perfiles son descritos en el punto 3.2, por lo que en este apartado sólo describiremos las cuatro primeras (Blanchard, Gannotti y Romney, 2016):

- CLASE 1. Tetraparesia espástica, atetósica, atáxica o mixta severas. Con un alto grado de limitación en sus cuatro extremidades en cuanto a rango de movilidad y fuerza, incluyendo el torso. No son capaces de propulsar una silla de ruedas de forma autónoma.
- CLASE 2. Tetraparesia espástica o atetósica. Son capaces de impulsar una silla de ruedas e incluso mantener la bipedestación con ayudas técnicas o de un tercero. Presentan una potencia/fuerza pobre en tronco y extremidades.
- CLASE 3. Tetraparesia, triparesia o hemiparesia severa. Conservan una funcionalidad casi completa y fuerza de sus extremidades superiores, lo que les permite ser relativamente independientes para desplazarse en una silla de ruedas.
- CLASE 4. Diparesia. Presentan limitaciones en el control de los miembros superiores e inferiores, siendo mayores en las inferiores; aunque siendo capaces de realizar pequeñas marchas con ayudas.

2. Actividades Relacionadas con la Movilidad Objeto de este Estudio

2.1. Marcha

La marcha es una habilidad motriz básica cíclica de desplazamiento. En ella se suceden los pasos, entendiendo paso como aquella acción y movimiento que se produce entre el contacto del talón de un pie y el talón del pie contralateral (Pericé, Paloma y Riambau, 1985). También se puede concretar o definir la marcha como la manera de trasladarse en una posición en bipedestación propia del ser humano, en la cual se suceden los apoyos bipodales y los monopodales (Collado-Vázquez, 2004).

La marcha requiere de un proceso de desarrollo y automatización. Algunos autores investigaron el reflejo de marcha automática, y de sus anotaciones se podría definir que la marcha es algo innato (Blanc, 2002). Para otros autores, sin embargo, la marcha es un proceso aprendido y no el desarrollo de un reflejo innato (Villadot, Cobi y Clavell, 1991). La marcha se obtendría por aprendizaje e imitación, mediante el sistema de ensayo-error (Blanc, 2002). Cada individuo presenta en su crecimiento unas características propias que están determinadas por diversas circunstancias como el entorno o las diferencias existentes en la masa y longitud de los distintos segmentos corporales (Núñez y Llanos, 1997; Villadot et al., 1991).

En personas adultas con PC, los hallazgos clínicos más importantes se encuentran en las alteraciones de la marcha y del control postural (Bottos, Feliciangeli, Sciuto, Gericke y Vianello, 2001), existiendo problemas en la adaptación del grado de contracción muscular y en un exceso de la activación de los músculos antagonistas en tareas complejas de alcance y equilibrio. La espasticidad, presente en el 80% de las personas con PC, es una de las principales causas del deterioro de la marcha y el control postural, provocando contracturas y restricciones en la movilidad articular. Estas alteraciones en la marcha generan problemas secundarios como

osteoporosis u obesidad. Las personas con PC tienen un crecimiento óseo deficiente, provocando la mayoría de fracturas no traumáticas (Houlihan y Stevenson, 2009). Con el entrenamiento de la velocidad en la marcha y la distancia recorrida se conseguirían mejoras significativas en la disminución del riesgo de caídas en personas con PC (Podsiadlo y Richardson, 1991).

2.2. Carrera

En casos de debilidad muscular, existe un impedimento o dificultad para que el cuerpo se desplace, y para equilibrar esta debilidad se suele aumentar los movimientos del tronco (Rogers y Vanderbilt, 1989). Además, en la PC se observan trastornos de la carrera por las alteraciones sensoriales, del tono muscular, coordinación, equilibrio y control motor. La carrera es anormal y además se adquiere tardíamente. En consecuencia, las deformidades de las extremidades inferiores también producen alteraciones de la carrera (p.e. pie equino).

La carrera en personas con PC ha sido también objeto de estudio, ya que es el segundo tipo de locomoción más importante dentro del deporte (Bruijn, Meyns, Jonkers, Kaat y Duysens, 2011; Verschuren et al., 2009). Un reclamo de esta necesidad de estudio es que la carrera asimétrica que se da en sujetos con PC puede generar en el lado no afectado mayores angulaciones para las compensaciones del lado afectado (Meyns et al., 2011).

Además, una marcha estable no es un indicativo de una carrera estable, al igual que una marcha poco estable no es indicativo de una carrera inestable, siendo difícil concretar un patrón en la medida que las diferencias entre situación y deportistas son muy variadas.

2.3. Salto

El salto viene generado por el principio de acción-reacción, cuando una parte del cuerpo de un sujeto aplica una fuerza sobre otro cuerpo, y éste recibe en ese mismo instante una fuerza de igual magnitud, pero en sentido contrario. Por ello, en la cadena cinética del salto, el sujeto debe aplicar dicha fuerza contra el suelo para recibir una de igual magnitud pero en sentido contrario (Frutos, Andrés y Elvira, 2013).

El salto con contra-movimiento (CMJ) es altamente utilizado por científicos y entrenadores para evaluar las cualidades explosivas del tren inferior en deportistas (p.e. Yanci et al., 2014). Multitud de variables pueden obtenerse a partir de un CMJ, tales como la altura del salto, la velocidad, la fuerza, la producción de energía, pudiendo ser registrados como valores máximos o medios, y expresados en términos absolutos o en relación con la masa corporal (Young, Cormack y Crichton, 2011). Estos valores son fundamentales en el análisis de rendimiento en fútbol PC, ya que la potencia del tren inferior es decisiva en numerosas acciones de juego (Campayo-Piernas, 2016). El CMJ es pues una herramienta de medición de las cualidades explosivas del tren inferior en jugadores con PC, considerando que algunos tienen limitaciones en las extremidades superiores y este tipo de salto vertical no tiene como condición sine qua non el balanceo de los brazos. En este salto, el deportista inicia el movimiento desde la posición de erguido, para luego bajar y seguidamente volver a subir con la mayor rapidez posible. Se conserva la secuencia de cadena “excéntrico – isométrico – concéntrico”, que se encuentra en las acciones pliométricas.

Un estudio de Yanci et al. (2014) muestra cómo existen diferencias significativas entre los saltos con contra-movimiento y sin contra-movimiento en jugadores con PC en relación a los realizados por futbolistas sin impedimento alguno, obteniendo valores inferiores por parte de los jugadores con PC.

2.4. Control Postural

El dominio del control postural está directamente relacionado con la orientación y la estabilidad. Cuando hablamos de orientación postural nos referimos a la habilidad de mantener una correcta relación entre los propios segmentos del cuerpo, y entre éstos y el entorno a la hora de realizar una tarea. Por su parte, la capacidad para mantener el centro de masas corporal dentro de la base de sustentación es denominada estabilidad postural (Ageberg, 2003).

El protocolo más utilizado en la medición del control postural suele ser el mantenimiento de equilibrio bipodal o unipodal, entre otras acciones. La posición estática es la más usada para la valoración del equilibrio (Ageberg, 2003; Friden, Zätterström, Lindstrand y Moritz, 1989; Matsusaka, Yokoyama, Tsurusaki, Inokuchi y Okita, 2001; Tropp y Odenrick, 1988), aunque también se usan perturbaciones de la superficie de apoyo o del propio cuerpo (Mansfield, Peters, Liu y Maki, 2007; Paterno, Myer, Ford y Hewett, 2004; Pintsaar, Brynhildsen y Tropp, 1996). Se podría medir el control postural sin un equipamiento sofisticado (Olmsted, Carcia, Hertel y Shultz, 2002; Rodríguez, Valenzuela, Gusi, Náchér y Gallardo, 1998) pero existen diferentes equipos específicamente diseñados con tal fin (Ageberg, 2003; Ageberg, Zätterström y Moritz, 1998; Birmingham, 2000; Hansen, Dieckmann, Jensen y Jakobsen, 2000), entre los que destacan las plataformas de fuerzas (Riemann, Myers y Lephart, 2002).

Una definición más actual de Estabilidad Postural es la realizada por Bar-Haim et al. (2013) que la entienden como una medida de equilibrio y coordinación, además de una variable característica y significativa de eficacia mecánica. El entrenamiento es esencial para la mejora de esta capacidad, mediante una reducción del área que recorre el Centro de Presiones (CdP) en busca de recuperar una posición estable (Fujisawa y Takeda, 2006).

Basándonos en este concepto de eficacia mecánica, encontramos observaciones más directas en estudios que analizan hemiparesias, observándose que consiguen

posturas más estables recayendo casi la totalidad del peso corporal sobre el lado no afectado, lo cual puede afectar sobre el pase o chut en jugadores de fútbol con PC (Campayo-Piernas, 2016).



3. Evolución de los Sistemas de Clasificación en Deporte Paralímpico

El deporte paralímpico tiene su origen en el ámbito hospitalario, como medio de rehabilitación, física y social, de veteranos de guerra. Sus inicios datan de la década de los 40, y es en 1948 cuando se celebran los primeros juegos deportivos en el contexto del hospital de rehabilitación de Stoke Mandeville, en Aylesbury (Reino Unido), bajo la tutela y visión del Dr. Sir Ludwig Guttman. En este contexto, los primeros sistemas de clasificación se basaron en criterios estrictamente médicos.

En los juegos paralímpicos de 1964 (los primeros fueron en 1960), se creó un sistema de clasificación formal para todos los deportistas paralímpicos, congregando todos los impedimentos, concretados en 12 en los Juegos Paralímpicos de Toronto en 1976 (Ferrara y Peterson, 2000; Jackson y Fredrickson, 1979; Legg y Steadward, 2011). En 1983, la Asociación Internacional de Parálisis Cerebral, Deportes y Recreación (CIPISRA), con un sistema basado en 8 perfiles funcionales, planteó una clasificación para el colectivo de personas con parálisis cerebral que, en cierta medida, sigue vigente en nuestros días y que es objeto de estudio en nuestra tesis ante la nueva visión de la clasificación en deporte paralímpico. Más concretamente, nos referimos a las clases FT5 a FT8 para el deporte que nos ocupa (IFCPF, 2015), y las clases T35 a T38 para carreras y saltos en para-atletismo (World Para-Athletics, 2017).

Durante el transcurso entre los Juegos Paralímpicos de Seúl (1988) y Barcelona (1992) se consensuó clasificar a los deportistas mediante sistemas funcionales, con la firme intención de evitar continuar dividiendo a los deportistas por tipo de impedimento, sin discriminar por deportes y sin tener presente el impacto en el rendimiento (Reina, 2003).

Sin embargo, para centrarse en un menor impacto en la relación impedimento-actividad debemos tener presente la organización de las deficiencias, la

estructuración de las clases y el impacto sobre la disciplina deportiva en concreto, así como sobre la actividad desarrollada por el deportista (Tweedy y Vanlandewijck, 2011).

Esta búsqueda por obtener una clasificación específica para cada deporte tiene su raíz en el intento de minimizar el impacto que tiene cada impedimento elegible sobre las habilidades requeridas en cada para-deporte. Se busca pues la mayor equidad en la competición, intentando que la consecución de los resultados del para-deportista sea fruto de una combinación de sus características antropométricas, fisiológicas y psicológicas, y de su habilidad para sacar el máximo partido de ellas, dejando de lado un sistema de clasificación que condicione el resultado por una organización estructurada en el hándicap de cara a la competición (Tweedy, Beckman y Connick, 2014).



Figura 2. Evolución de los sistemas de clasificación en deporte paralímpico (adaptado de Hart, 2017)

3.1. Relación de la CIF con la Clasificación en Deporte Paralímpico

En 2001, la Clasificación Internacional de Deficiencias, Discapacidades y Minusvalías cambió a la Clasificación Internacional del Funcionamiento, de la Discapacidad y la Salud -CIF- (OMS, 2001). Esta clasificación es la más aceptada en la actualidad, ya que proporciona un lenguaje más normalizado, con una estructura que tiene una gran cohesión y aplicación, sobre la descripción y comprensión en su relación con la salud en una amplia variedad de contextos y sectores (Tweedy y Vanlandewijck, 2011).

En 2002, Tweedy describió la relación entre la CIF y la Clasificación Paralímpica. Esta relación se puede ver en la Figura 3, que enfrenta la estructura del deporte paralímpico frente a la de la CIF. Tweedy (2002) planteó aplicar la estructura de la CIF al contexto paralímpico de Clasificación e indicó los beneficios y virtudes de éste, incluyendo:

- Las definiciones de los términos principales son claros, inequívocos e internacionalmente aceptados. Se ha demostrado científicamente que las definiciones claras y precisas mejoran los sistemas de clasificación, especialmente cuando se trata de personas de diversos ámbitos profesionales y culturales.
- Los conceptos de funcionamiento y de discapacidad que se describen en la CIF son contemporáneos y aceptados internacionalmente, incluyendo la interrelación entre el deterioro y la actividad, que es fundamental para la clasificación en deporte paralímpico.
- Los términos y conceptos clave de la CIF se describen en seis idiomas: inglés, francés, español, ruso, chino y árabe, por lo que gente de una variedad de orígenes pueden aprender sobre los aspectos clave de este sistema en su propio idioma, eliminando de este modo una barrera para la comprensión internacional de la clasificación.

De esta manera, la clasificación en el para-deporte reduciría la desigualdad y promovería la participación. La idea de clasificación para promover la igualdad en el juego es intrínseca al deporte de competición, existiendo dos formas principales de clasificación:

- a) *Clasificación por rendimiento deportivo.* Los competidores dentro de una clase tienen un nivel común de rendimiento, pero pueden variar ampliamente en edad y dimensiones antropométricas, ser hombres o mujeres y, en principio, tener una discapacidad o no. Por ello, en cada sistema de clasificación se debe generar investigación que desarrolle los objetivos, medidas fiables que permitan enmarcar y describir claramente los criterios de elegibilidad, tipo de deficiencia, gravedad del deterioro, o los métodos para la clasificación de las deficiencias, con el fin de minimizar el impacto en el resultado. Teniendo presente que los competidores pueden incrementar su rendimiento mediante la mejoría del estado físico, la adquisición de nuevas habilidades, y que ésta podría ser una causa de reclasificación a una clase mayor de rendimiento; la búsqueda de equidad será un indicador para valorar si los métodos de clasificación son válidos (Tweedy y Vanlandewijck, 2011). Por ejemplo, en tenis en silla de ruedas sólo existe la diferenciación entre jugadores de silla de ruedas (categoría open) y *quad* (jugadores con alguna afectación en las extremidades superiores, que incluso pueden jugar con sillas de ruedas a motor).
- b) *Clasificación selectiva.* En esta clasificación el indicador no es el rendimiento, sino que se basa en la selección por un conjunto de determinantes, es decir, factores conocidos por ser un fuerte predictor de rendimiento. En la actualidad, los determinantes más comúnmente utilizados en deporte son el peso (p.e. boxeo), el sexo (masculino v femenino) y la edad (p.e. alevines, cadetes, juveniles, senior...).

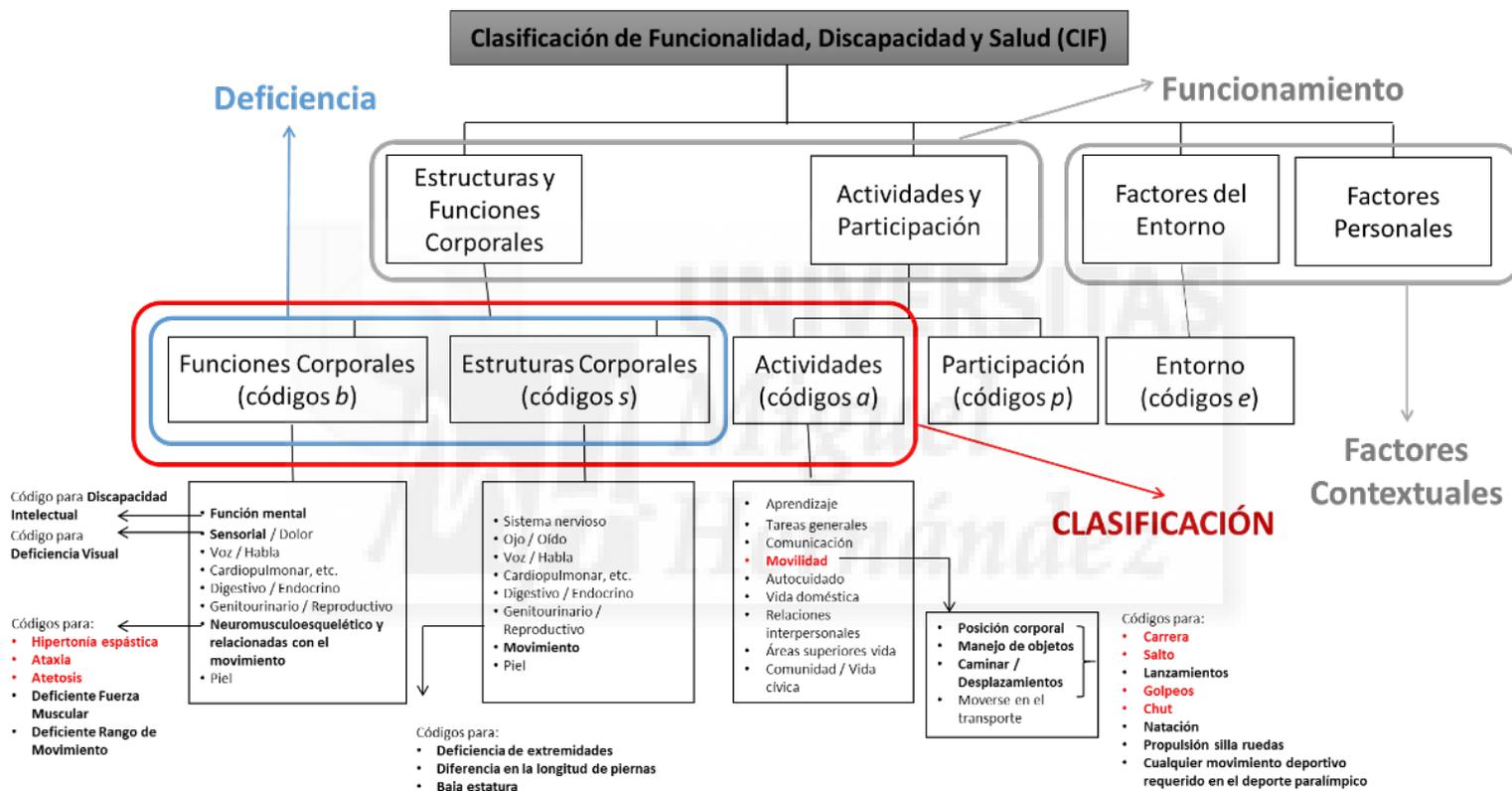


Figura 3. Estructura de la CIF aplicada al deporte paralímpico (adaptado de Reina y Vilanova-Pérez, 2016)

Otras diferencias importantes entre la clasificación por rendimiento y la selectiva es que no hay un tope en la clasificación selectiva y, además, si se mejorara el rendimiento el deportista no debería cambiar de clase. En 1989, los organismos responsables de la organización de los Juegos Paralímpicos de Barcelona, el Comité Paralímpico Internacional y el Comité Organizador Paralímpico de Barcelona, firmaron un acuerdo que estipulaba que todos los deportes paralímpicos incluidos en los Juegos Paralímpicos de Barcelona de 1992 debían llevarse a cabo utilizando un sistema de clasificación funcional específico de ese deporte. Esta decisión administrativa aceleró enormemente la transición a sistemas funcionales de clasificación.

Actualmente, el IPC reconoce la necesidad de desarrollar sistemas de clasificación basados en evidencias, analizando el impacto que los impedimentos elegibles para cada para-deporte tienen sobre las habilidades específicas requeridas en el mismo. A través de la evidencia empírica nos aseguramos de que los métodos utilizados cumplen con los objetivos para la asignación de clases. El problema de ello, hasta el momento, es que hay una gran brecha entre los sistemas de clasificación que no tienen una evidencia empírica clara y en los que es muy ambigua (Reina, 2014).

La intención de una clasificación basada en la evidencia es una búsqueda de la promoción de la participación de todas las personas con discapacidad en para-deporte, minimizando el impacto en el resultado de la competición. Esta declaración de intenciones fue propuesta por Tweedy y Vanlandewijck (2011), indicando que la clasificación se realiza con el fin de garantizar que el deterioro del deportista está ajustado al rendimiento deportivo de ese deporte, afianzando que éste compite en igualdad de condiciones con otros atletas.

- Conceptualmente, para minimizar el impacto en los resultados de la competición, cada sistema de clasificación debería: Describir los criterios de elegibilidad, en términos de tipo de impedimento y severidad de los mismos.

- Describir los métodos de clasificación de las deficiencias elegibles, de acuerdo con el grado de limitación de la actividad que causan.

Un aspecto importante y necesario para el desarrollo de la clasificación basada en evidencias es una declaración inequívoca que indique que el objetivo del sistema es clasificar impedimentos elegibles de acuerdo con el grado de limitación de la actividad que causan. Esto proporcionaría una línea de trabajo clara a los investigadores con el objetivo de desarrollar sistemas de clasificación basados en la evidencia, uno de los objetivos de la presente tesis doctoral, aplicado a algunas de las habilidades de jugadores elegibles para fútbol para personas con PC.

3.2. Clasificación en Fútbol PC

Para la comprensión del desarrollo de este punto es fundamental mencionar el término impedimento, que aparece citado en la Clasificación Internacional de Funcionalidad, Discapacidad y Salud (CIF) (Figura 3), definido como todo aquello que afecta a la estructura o función de alguna parte del cuerpo y que derive en la limitación de una actividad, estando ésta condicionada por el tipo, magnitud y extensión de dicho impedimento. Por su parte, la Federación Internacional de Fútbol Parálisis Cerebral (IFCPF), tiene por misión apoyar y permitir a personas con PC o daño neurológico la participación en fútbol, con el fin de alcanzar su máximo potencial. Atendiendo a los postulados del Código de Clasificación de Deportistas del Comité Paralímpico Internacional (IPC, 2015), las reglas de clasificación de Fútbol PC tiene como objetivo favorecer las capacidades deportivas en cada competición, apoyándose en un sistema de clasificación de los deportistas que maximice y garantice el mejor y más equilibrado resultado competitivo durante el juego, garantizando además que los jugadores tendrán un mejor rendimiento debido a sus condiciones innatas, entrenamiento o preparación de los partidos.

Los deportistas deben pasar una clasificación que determina su grado de limitación. Consiste en evaluarlos según su elegibilidad, con el propósito de favorecer un entorno de competencia leal, competitiva y guiada por las estrategias, habilidades, talento de deportistas y potencia de equipo. Para poder superar los procesos de clasificación y ser elegible, un deportista tiene que tener un deterioro neurológico en el control motor y/o muscular, que cause una limitación en la actividad de manera permanente y verificable. Además, el nivel de deterioro neurológico asociado a estas alteraciones no debe crear desventaja entre los deportistas (IFCPF, 2015).

El principal objetivo de este proceso de clasificación es mediar el éxito deportivo como una consecuencia del nivel de habilidad, formación, talento y experiencia competitiva del deportista, en lugar de su grado de función neurológica. Además, el deterioro neurológico debe tener un impacto demostrable en el rendimiento deportivo, es decir, limitando la ejecución de habilidades específicas del juego (p.e. correr, saltar, cambiar de dirección, conducción del balón, entre otras).

En los siguientes epígrafes exponemos los perfiles actuales de PC Fútbol.

3.2.1. Clase FT5

En esta clase encontraríamos deportistas con diparesia espástica grado 3 a 2, medida a través de la Australian Spasticity Assessment Scale (ASAS), donde los desplazamientos del centro de gravedad pueden provocar una pérdida de equilibrio. En referencia a las extremidades superiores, ésta es una zona donde puede haber más variación. Algunos presentan de moderada a mínima limitación, y la fuerza puede presentarse dentro de los límites de la normalidad. La mano presenta una función normal (con capacidad de presión cilíndrica o esférica), con función de agarre y suelta a la hora de manipular objetos.

El principal problema es el equilibrio dinámico y al estar de pie en el deporte, con o sin dispositivos de ayuda. En fútbol PC, con el esfuerzo puede aumentar el tono y disminuir la función, mostrando dificultades para girar, parar o pivotar.

3.2.2. Clase FT6

Entre estos deportistas se incluyen los que presentan atetosis o ataxia. La clase FT6 presenta más problemas de control en miembros superiores que la clase FT5, pero tienen mejor función en sus extremidades inferiores, especialmente cuando corren o realizan movimientos cíclicos cerrados (p.e. correr en línea recta). Durante la carrera también pueden aparecer fases de vuelo en las que ambos pies se despegan del suelo al mismo tiempo.

Los deportistas con atetosis presentan mejor equilibrio dinámico que estático, pero ambos (atetósicos y atáxicos) presentan además problemas durante la aceleración, paradas y giros durante la carrera. Así, el déficit de equilibrio afecta a la estabilidad en giros, saltos y también muestran retrasos en reacciones de protección para evitar caídas.

Existen problemas en los cambios y paradas rápidas en la dirección de carrera con o sin balón, falta de coordinación y sincronización, también en los gestos de seguimiento, captura, regateo y golpeo del balón. Presentan dificultades en la ejecución de movimientos rápidos y saltos verticales.

Además, los deportistas con afectación en miembros superiores pueden presentar limitaciones del rango de movimiento, poca coordinación y sincronización de movimientos, así como un aumento de los movimientos involuntarios.

Se observan titubeos en los movimientos de aceleración y un aumento de impacto durante la frenada. La correcta ejecución a la hora de apoyar un pie sobre el balón puede ser realizada de forma inconsistente, mientras que la precisión en el pase puede variar en función de la dificultad que presentan para mantener el equilibrio durante los apoyos monopodales y/o la estabilidad del tobillo del pie de golpeo.

3.2.3. Clase FT7

En este grupo de deportistas el denominador común es la hemiparesia. Suelen presentar una alta espasticidad (grado 2-3) en un hemicuerpo, con un patrón de marcha o carrera con cojera causada por la espasticidad en el lado afectado, habiendo una buena funcionalidad en el hemicuerpo no afectado.

Presentan dificultades para andar sobre el talón del lado afectado, además de dificultades importantes con los saltos, pasos laterales y equilibrio. El codo y hombro afectados tienen una mayor espasticidad y, por tanto, un menor rango de movimiento (p.e. impulsión en carreras o saltos). Los músculos afectados tendrán un mayor tono durante la carrera y puede aparecer una inclinación del cuerpo durante la marcha. El entrenamiento no suele cambiar estos patrones, pero sí la calidad de los movimientos funcionales. Sin embargo, y debido a la espasticidad, presentan restricciones ante movimientos rápidos y un aumento del tono muscular con el esfuerzo.

Se pueden observar tobillos débiles, realizando la impulsión con el antepié. Muestran limitación al levantar la rodilla en sprint y la posición de la cadera del lado afectado condiciona frecuentemente, y de manera variable, la potencia del pase y el golpeo. La carrera puede parecer casi simétrica, pero debido a la espasticidad y las limitaciones en el lado afectado, habrá diferencias en la longitud de zancada y en el tiempo de apoyo con respecto al lado no afectado. Esta limitación también tendrá un impacto en el salto vertical, por la falta de contribución de un hemicuerpo en la fase excéntrica y la dificultad para el aprovechamiento del ciclo de estiramiento-acortamiento.

3.2.4. Clase FT8

Entre estos deportistas se incluyen los que presentan diparesia, hemiparesia, doble hemiparesia, monoparesia o distonía, atetosis, ataxia o mixta; todas ellas levemente afectadas con respecto a las clases anteriores.

Los deportistas presentan una funcionalidad cercana a la normal durante la carrera, evidenciando movimientos espásticos, ataxia, atetósicos o distónicos durante el desarrollo del juego. También pueden presentar una leve cojera durante la marcha mientras que la carrera suele ser fluida. En cuanto a la espasticidad (grado 1-2), aunque puede presentarse de forma leve en el resto de las extremidades, debe ser evidente en las extremidades afectadas, presentando una clara diferencia entre los rangos activo de movimiento y los pasivos, además de, entre el rango de movimiento pasivo a velocidades rápidas vs lentas.

Se recogen diferencias en la longitud de piernas o diferencias en el perímetro de la masa muscular de más de 2 cm, así como en el patrón de reflejos de la motoneurona superior:

- Babinski positivo en uno o dos lados,
- clonus en uno o ambos lados,
- notables reflejos bruscos o clara diferencia en los reflejos en derecha e izquierda,
- signos de Wartenberg,
- disdiacocinesia,
- disimetría.

En las extremidades inferiores suele haber una flexión en los dedos, no llegando a bajar el talón por completo en los lados afectados, incluso caminando hacia atrás. Son capaces de pivotar, aunque notándose una diferencia sobre el lado afectado por la espasticidad. En el caso de la monoparesia, ésta debe involucrar al menos dos articulaciones de una extremidad inferior, por lo que jugadores que presenten monoparesia de un miembro superior no serán elegibles para jugar a Fútbol PC.

Con respecto a la ataxia y la atetosis, el deportista debe mostrar claros signos de disfunción cerebelosa. Los problemas de equilibrio y coordinación en la ataxia deben ser evidentes durante la valoración y el juego. La deficiencia debe tener un impacto demostrable en el desarrollo del deporte, así como dificultad en las alteraciones, paradas, giros, equilibrios y movimientos explosivos. El deportista con una afectación mínima puede parecer que tiene una función normal durante la carrera, pero debe demostrar una limitación basada en la evidencia de hipertonía, atetosis o ataxia.





Objetivos

Hipótesis

4. Objetivos e Hipótesis

En el siguiente apartado son desarrollados los objetivos e hipótesis de la presente Tesis Doctoral (p.e.  Objetivo 1  / Hipótesis 1),

4.1. Objetivos e Hipótesis 1

Objetivo: Describir a partir de evidencias los perfiles funcionales de Fútbol PC,  atendiendo al impedimento elegible (hipertensión, atetosis o ataxia), para con la realización de las habilidades de marcha, carrera, salto y control postural, actualmente basado en criterio de expertos.

Determinar/evaluar el impacto de los diferentes impedimentos elegibles, junto con la severidad de éstos, sobre las habilidades que demanda cada para-deporte (Tweedy y Vanlandewijck, 2011), es fundamental para la limitación en las actividades y habilidades requeridas (Tweedy et al., 2014). Así pues, se hace preciso el desarrollo de sistemas de clasificación basados en la evidencia e investigación multidisciplinar (IPC, 2015), permitiendo conocer el impacto que un impedimento elegible en Fútbol PC tendría sobre la ejecución de diferentes habilidades requeridas (Reina, 2014).

 **Hipótesis:** Los jugadores de los perfiles funcionales actuales en Fútbol PC por hipertensión (FT5 = bilateral, FT7 = unilateral, FT8) y atetosis/ataxia (FT6, FT8) manifestarán limitaciones propias de su impedimento en la realización de la marcha, la carrera, el salto y el control postural. Además, los jugadores con el nivel mínimo de impedimento (FT8) mostrarán menores limitaciones en la actividad que los perfiles con afectaciones “moderadas” (FT5, FT6 y FT7).

4.2. Objetivos e Hipótesis 2



Objetivo: Determinar asimetrías en los diferentes perfiles funcionales (clases) y las estrategias compensatorias de estabilización derivadas de estas restricciones funcionales.

Analizar el impacto de los impedimentos elegibles de hipertensión (Simon et al., 2015), ataxia y atetosis sería de interés atendiendo a parámetros cinéticos y cinemáticos. El estudio de posibles asimetrías corporales (lados ND y D) puede ayudar a entender estrategias compensatorias (Reina et al., 2016) utilizadas por jugadores de Fútbol PC. Hasta la fecha, no hay estudios que analicen parámetros cinéticos y cinemáticos atendiendo a los perfiles funcionales contenidos en la presente Tesis Doctoral, especialmente comparando entre dominancia corporal.



Hipótesis: Las asimetrías encontradas en la ejecución de la marcha, carrera, salto y control postural ayudarán a evidenciar los perfiles actuales de Fútbol PC, comprendiendo algunas estrategias compensatorias debido al impedimento elegible.

4.2. Objetivos e Hipótesis 3



Objetivo: Comprobar cómo la modificación de las condiciones de tareas como el salto (sin y con remate de cabeza) y el control postural (área de la base de sustentación y presencia de visión) provocan diferentes respuestas cinemáticas y cinéticas.

Las demandas o cargas de trabajo afectan a la respuesta neuromuscular, generando un aumento de las asimetrías de las extremidades (Burkett, Smeathers, y Barker, 2003). Una de las buenas prácticas actuales en clasificación en deporte paralímpico es la utilización de test noveles o poco familiares para los deportistas, de manera que pueda evaluarse el impacto del impedimento durante la realización de los mismos (Tweedy et al., 2014). Ello puede ayudar a la hora de determinar test que sean lo suficientemente exigentes para desenmascarar asimetrías, o bien ayuden a visualizar asimetrías propias de un determinado perfil funcional.



Hipótesis: la inclusión de elementos noveles o poco familiares en los test de salto y de control postural provocan respuestas diferentes según el perfil funcional (clase).



Métodos

5. Métodos

5.1. Participantes

Los participantes pertenecían a diferentes equipos con licencia de la Federación Española de Deportes de Personas con Parálisis Cerebral y Lesión Cerebral (FEDPC), pertenecientes a las modalidades de fútbol 7 y fútbol sala. En estas modalidades los jugadores elegibles son de las clases FT5, FT6, FT7 y FT8.

El procedimiento de selección que se llevó a cabo fue mediante un proceso de proposición a los diferentes equipos que pertenecen a la liga nacional, intentando involucrar al mayor número de jugadores pertenecientes a la selección española, y quedando a voluntad del equipo y del jugador la participación o no en el estudio. Así, los jugadores seleccionados fueron un total de trece, de los cuales seis eran Internacionales en el momento de la recolección de datos. Otro de los requisitos para poder participar en el estudio era haber sido clasificado y tener un estatus de clasificación Confirmado para este para-deporte.

Atendiendo a la distribución del impedimento, contamos finalmente con dos participantes con diparesia, dos con tetraparesia (PC mixta), ocho con hemiparesia y uno con ataxia.

Tabla 1. Características de los participantes en el estudio.

	N	Edad (años)	Masa (kg)	Altura (cm)	IMC (kg/m ²)
FT5	3 (2Z-1D)	27 ± 4,4	66,5 ± 11,6	169,6 ± 1,5	23,1 ± 3,3
FT6	3 (1Z-2D)	21 ± 1,7	62,6 ± 4,1	170,6 ± 9,3	21,5 ± 1,1
FT7	5 (1Z-2D)	27,8 ± 4,6	74,64 ± 9,1	178,2 ± 10,1	23,7 ± 3,4
FT8	2 (2D)	35 ± 1,4	72,15 ± 11,5	176 ± 7,1	23,1 ± 1,8

D = diestro, Z = zurdo, IMC = Índice de Masa Corporal

En cuanto al tipo de tono predominante, 10 participantes presentaban un tono espástico, uno atáxico y dos mixto.

Se obtuvo la autorización y consentimiento de la FEDPC, y los jugadores firmaron un consentimiento informado de participación voluntaria en el estudio (Anexo 1). El estudio fue realizado con la aprobación pertinente del Órgano Evaluador de Proyectos de la Universidad Miguel Hernández de Elche.

5.2. Instrumental

5.2.1. Análisis cinemático

Utilizamos el sistema de captura del movimiento 3D de VICON (Oxford Metrics) con el software Nexus (v 1.7). Se utilizaron siete cámaras de la serie T-10, con una resolución de 1 megapixel, a una frecuencia de registro de 200 Hz.

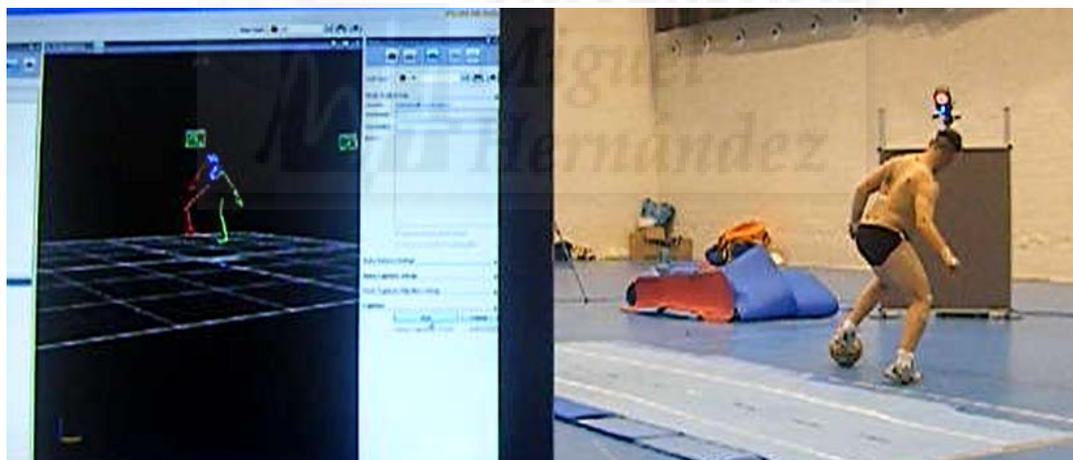


Figura 4. Análisis cinemático con sistema de captura y análisis del movimiento VICON.

Para capturar el movimiento, se utilizaron marcadores pasivos reflectantes de 12 mm, ajustados al modelo de cuerpo completo *Plug In Gait* (Kadaba et al., 1991).

5.2.2. Análisis cinético

La recogida de los datos de fuerza se hizo a través de una plataforma dinamométrica triaxial Kistler 9286AA (Kistler Instruments, Suiza), de dimensiones 600 x 400 mm, con una frecuencia de muestreo de 1000 Hz. Las plataformas dinamométricas son sistemas de análisis cinético del movimiento que permiten medir las fuerzas que los pies ejercen sobre el plano de apoyo durante la marcha, la carrera o el salto (Lin, Gfoehler y Pandy, 2014). La plataforma estaba conectada al sistema de captura del movimiento VICON para poder registrar de forma sincronizada.

5.3. Procedimiento de adquisición de datos

5.3.1. Estructuración y colocación del instrumental

Para la realización de las diferentes pruebas, el instrumental fue colocado en un entorno que imitara las condiciones más similares a la práctica deportiva estudiada, haciendo de la Sala de Registros del Centro de Investigación del Deporte de la Universidad Miguel Hernández. Las cámaras estaban situadas alrededor de la zona principal de registro, dejando la suficiente distancia para permitir al participante correr y caminar por el espacio.

Alrededor de la plataforma de fuerzas se habilitó un pasillo de marcha, compuesto por tablas de madera de sus mismas dimensiones. El pasillo tenía una longitud de 3.6 x 0.8 m, incluyendo una rampa de subida y otra de bajada para facilitar el cambio de nivel (altura de 35 mm). La plataforma se camufló en el entorno de la pista, cubriéndola con una capa del mismo material que el resto del suelo (Figura 5).

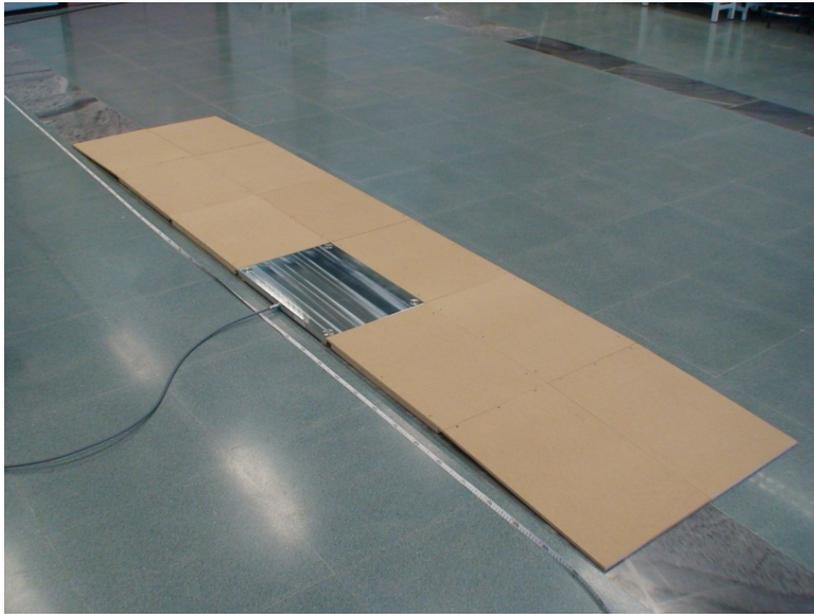


Figura 5. Plataforma de fuerzas y estructura de nivelación.

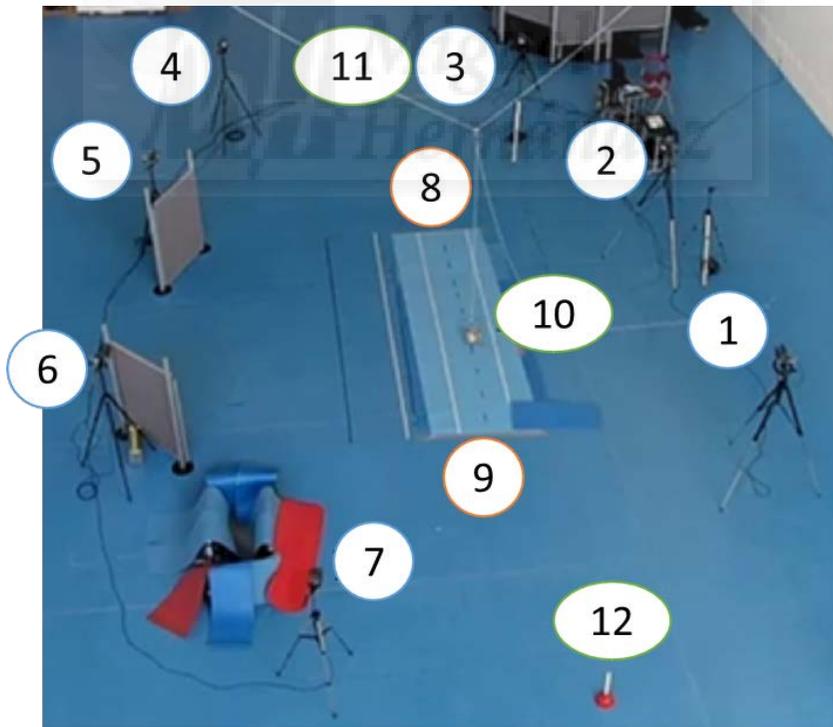


Figura 6. Disposición del instrumental de medición.

En la Figura 6 se pueden observar las cámaras de captura del movimiento correspondientes a los puntos 1, 2, 3, 4, 5, 6 y 7. En la zona principal de carrera y marcha, que va desde los puntos 8 y 9, está incluida la plataforma de fuerzas (10), que también corresponde con la zona principal de registro del salto y equilibrio. Durante la carrera y la marcha se habilitaron dos puntos (11 y 12) alrededor de los cuales los participantes giraban para hacer una marcha continua, y donde éste último también corresponde con el punto de inicio de éstas.

La plataforma queda a un lado del pasillo, de manera que se puede registrar la fuerza de la pisada de un sólo pie cada vez, realizando así pasadas de ida y vuelta para registrar ambos pies.

5.3.2. Protocolo preliminar a la recogida de datos

El modelo *Plug-in-Gait* empleado requiere de la toma de los siguientes datos antropométricos:

- Altura (cm)
- Masa (kg)
- Ancho del tobillo, medido el ancho entre el maléolo medial y lateral.
- Ancho de la rodilla. Es la distancia, en su eje medio-lateral, entre el cóndilo lateral y medial del fémur.
- Longitud de las extremidades inferiores. Es la longitud total desde el marcador situado en la espina iliaca antero-superior y el maléolo interno.
- Espesor de la mano, se mide el espesor entre las superficies de la cara dorsal y palmar de la mano.
- Ancho de la muñeca. Es la distancia entre la unión de los dos marcadores anterior y posterior de ésta.

Además, el modelo está compuesto por marcadores que se colocan en el sujeto, siguiendo las siguientes directrices:

a) *Marcadores de la cabeza:*

Para todas las denominaciones de los marcadores se utilizan abreviaturas de la denominación en inglés (p.e. Left Front of the Head = LFHD).

- LFHD. Situado en la parte frontal izquierda de la cabeza, aproximadamente sobre la sien izquierda.
- RFHD. Situado en la parte delantera derecha de la cabeza, aproximadamente sobre la sien derecha.
- LBHD. Situado en la parte anterior izquierda de la cabeza, más o menos en un plano horizontal de los marcadores delanteros.
- RBHD. Situado en la parte posterior derecha de la cabeza, más o menos en un plano horizontal de los marcadores delanteros.

b) *Marcadores del torso:*

- C7. Ubicado en la apófisis espinosa de la 7ª vértebra cervical.
- T10. Ubicado en la apófisis espinosa de la 10ª vértebra torácica.
- CLAV. En el manubrio del esternón.
- STRN. Situado en el apéndice xifoides del esternón.
- RBAK. Situado en la parte central de la escápula derecha. Este marcador no tiene ninguno simétrico en el lado izquierdo. Esta asimetría ayuda a la rutina de etiquetado automático para determinar los lados derecho e izquierdo.

c) *Marcadores de las extremidades superiores:*

- LSHO y RSHO. Este marcador está situado en el hombro (SHO) sobre la articulación acromio-clavicular, tanto derecho (R) como izquierdo (L).
- LELB y RELB. Colocado en el codo (ELB), en el epicóndilo lateral de éste, tanto derecho (R) como izquierdo (L).

- LWRA y RWRA. Marcador (A) situado en la muñeca (WR) en la apófisis estiloides del radio, tanto de la mano derecha (R) como izquierda (L).
- LWRB y RWRB. Marcador (B) situado en la muñeca (WR) en la apófisis estiloides del cúbito, tanto de la mano derecha (R) como izquierda (L).
- LFIN y RFIN. Colocado en el dorso de la mano, justo debajo de la cabeza del segundo metacarpiano (FIN), tanto de la mano derecha (R) como izquierda (L).

Para la parte inferior del cuerpo los marcadores se organizan en:

d) *Marcadores de la pelvis:*

- LASI y RASI. Colocado directamente sobre la espina ilíaca antero-superior, tanto izquierda (LASI) como derecha (RASI).
- LPSI y RPSI. Colocado directamente sobre la espina ilíaca postero-superior, tanto izquierda (LPSI) como derecha (RPSI).

e) *Marcadores de la extremidad inferior:*

- LKNE y RKNE. Colocados en los epicóndilos laterales de las rodillas, derecha (RKNE) e izquierda (LKNE).
- LTHI y RTHI. Ubicado sobre el muslo, en la línea entre el trocánter mayor del fémur y el marcador de la rodilla (LKNE o RKNE respectivamente); en el lado derecho en el tercio superior del muslo, y en el izquierdo en el tercio inferior, para facilitar así la diferenciación entre hemicuerpos.
- LANK y RANK. Colocado en el maléolo lateral del tobillo, a lo largo de una línea imaginaria que pasa por el eje transmoleolar.
- LTIB y RTIB. Situado en la pierna, en la línea entre los marcadores de la rodilla y del tobillo. Igual que en el muslo, en el lado derecho en el tercio superior (RTIB) y en el izquierdo en el inferior (LTIB).

f) *Marcadores de los pies:*

- LTOE y RTOE. Se coloca sobre la cabeza del segundo metatarsiano, tanto del pie derecho (RTOE) como izquierdo (LTOE).
- LHEE y RHEE. Colocado en el calcáneo (HEE), tanto del pie derecho (R) como izquierdo (L).

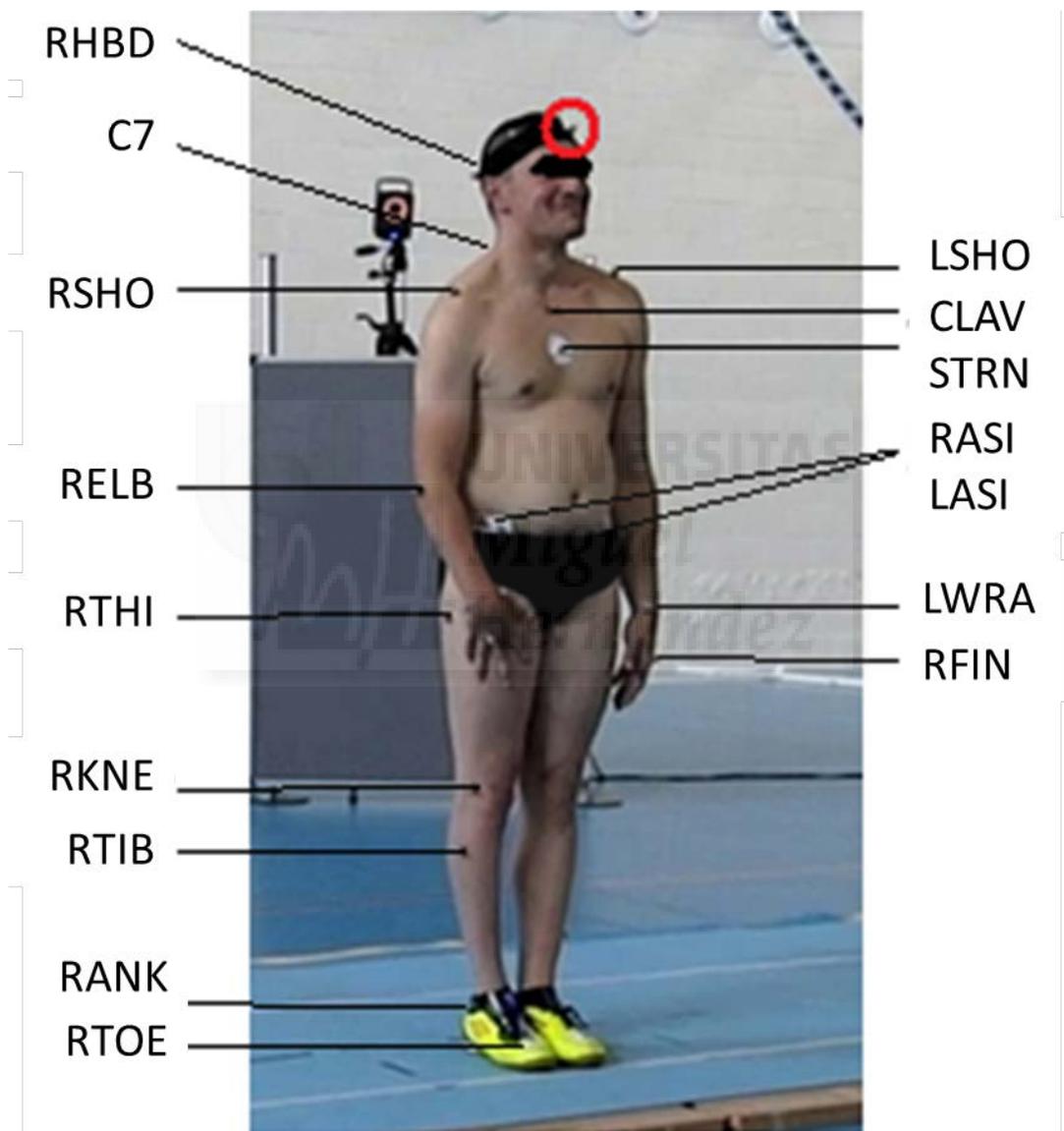


Figura 7. Marcadores reflectantes del modelo *Plug-in Gait* empleado.

Una vez colocados todos los marcadores reflectantes, en el software se introducen todas las medidas para que el sistema recree la estructura digitalizada en tiempo

real. Cada participante se situó sobre la plataforma en el punto central de captura de las siete cámaras con los brazos en cruz (Figura 8). Para ello, se realiza un proceso de calibración y sincronización con la plataforma de fuerzas, donde se hacen coincidir los sistemas de referencia de ambos sistemas, y donde X corresponde con el eje medio-lateral, Y con el antero-posterior y Z con el vertical. Antes de empezar a grabar cada sesión, se calibró el volumen de trabajo siguiendo el procedimiento estándar del sistema.

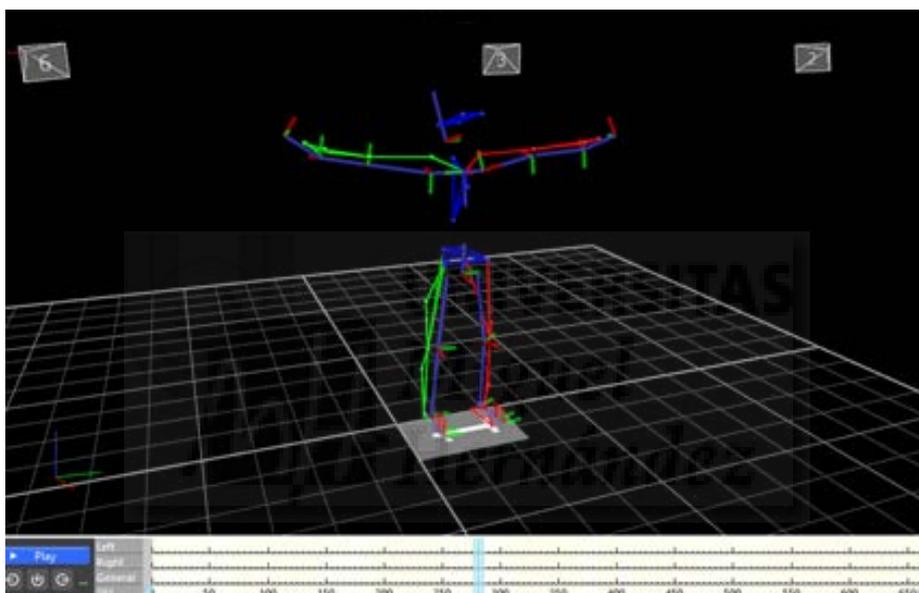


Figura 8. Digitalización de un participante en la posición de calibración.

5.3.3. Realización de las diferentes habilidades objeto de estudio

Una vez el participante estaba calibrado y preparado debía completar todas las habilidades de forma continuada, dejando un descanso entre prueba y prueba de 10 min. Las pruebas que se realizaron fueron las siguientes: marcha, carrera, salto y control postural.

5.3.3.1. Marcha

Los participantes debían caminar a un ritmo de marcha habitual por un pasillo en línea recta de 10 m. A mitad de camino estaba colocada la plataforma de fuerzas camuflada, para evitar que el participante cambiara su patrón de marcha para hacer coincidir la pisada con la plataforma. El jugador debía pasar en una y otra dirección para pisar la plataforma con el pie derecho en las idas y con el izquierdo en las venidas, hasta que el investigador diera por válidas 5 pisadas con cada pie. Se consideraban válidas las pisadas en las que el pie entraba por completo en la plataforma, no se apreciaba una modificación del patrón de marcha habitual y se mantenía una velocidad constante. Una vez se habían completado esas 10 pisadas, se informaba al participante de la finalización de la prueba.

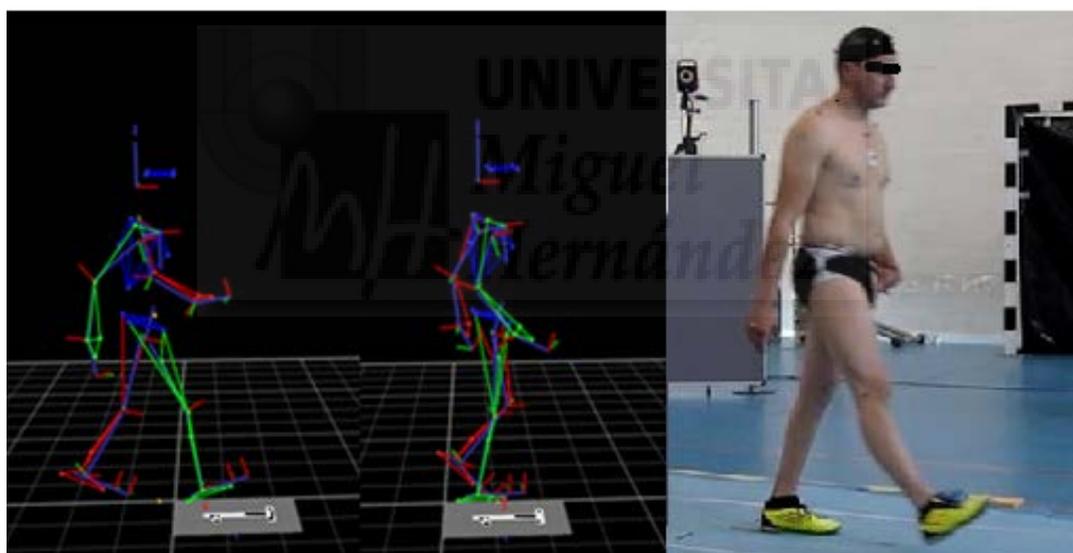


Figura 9. Recreación de la marcha de un participante y marcha real durante la prueba.

5.3.3.2. Carrera

Los participantes debían trotar por el pasillo de marcha a un ritmo continuo y cómodo. El jugador debía pasar en una y otra dirección (pierna izquierda y derecha) hasta que el investigador diera por válidas 5 pisadas con el pie derecho y 5 pisadas con el pie izquierdo. Una vez se habían completado esas 10 pisadas se le informaba

al participante de la finalización de la prueba. Se utilizaron los mismos criterios que en la marcha para considerar válida una pisada.

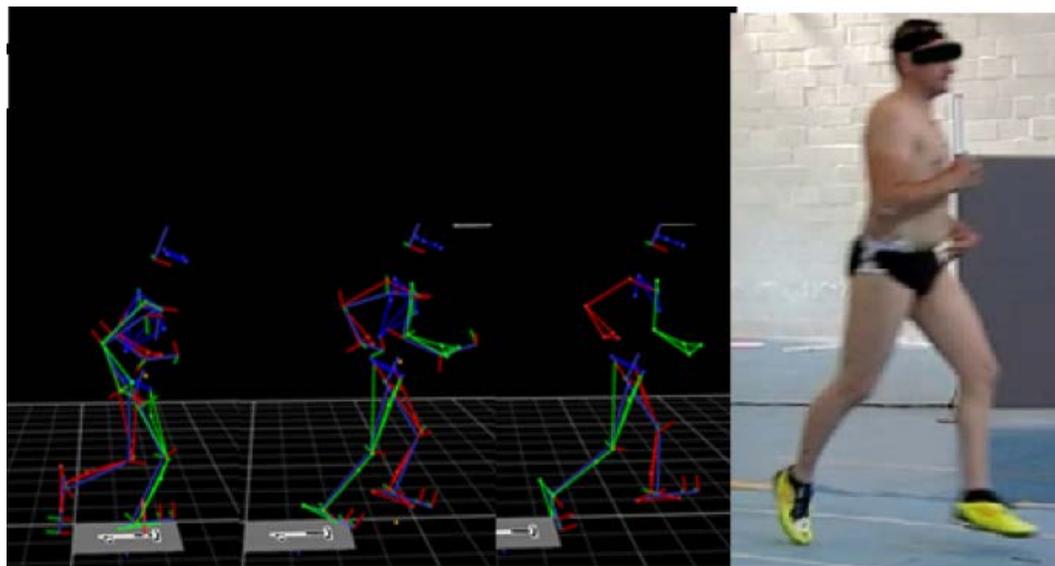


Figura 10. Recreación de la carrera de un participante y carrera real durante la prueba.

5.3.3.3. Salto

Esta prueba se realizó sobre la plataforma de fuerzas, a su vez sincronizada con el sistema VICON, y sobre la que se efectuaron dos modalidades de salto diferentes:

1. *Salto con contra-movimiento* (CMJ). El deportista inicia el movimiento desde la posición de erguido, para luego bajar y volver a subir lo más rápido posible. En este caso, se respeta la cadena “excéntrico – isométrico – concéntrico”, presente en las acciones pliométricas. Se permitía el balanceo de los brazos y elegir el grado de flexión y la velocidad de bajada preferidas.
2. *CMJ con remate de cabeza*. Igual que el anterior, pero en este caso se colocaba un balón por encima de la cabeza del participante, a un 20% de su talla, y el cual debía golpear.

Los dos saltos, con y sin remate de balón, se repitieron cinco veces, y sólo eran válidos si el participante volvía a caer sobre la plataforma de fuerzas de forma equilibrada. Entre saltos se aplicó un tiempo de descanso de 30”.



Figura 11. Situación de salto sin (izquierda) y con remate de cabeza (derecha).

5.3.3.4. Control Postural

Durante esta prueba se realizó una adquisición de las señales representativas de los desplazamientos del centro de presiones (CdP) sobre la plataforma de fuerzas. Se indicó al participante que se colocara en el punto central de ésta, y se realizaron cuatro situaciones:

- a) *Con ojos abiertos y pies juntos*. En esta situación, el participante debía tener los brazos lo más pegados al cuerpo que pudiera, los pies juntos, los ojos abiertos mirando al frente y mantener esta posición en el mismo punto durante máximo 1 min, o hasta que modificara sustancialmente su postura. Se registraba un único intento válido supervisado por el investigador.
- b) *Con ojos cerrados y pies juntos*. Igual que en la situación anterior (a), pero con los ojos cerrados.

c) *Con ojos abiertos y apoyo unipodal.* En esta situación el participante debía mantener la postura lo más estable posible sobre su extremidad inferior dominante durante máximo 1 min. Se registraba un único intento válido, confirmado por el investigador.

d) *Con ojos cerrados y con apoyo unipodal.* Igual que en la situación anterior (c), pero con los ojos cerrados.

Durante esta prueba, y debido a la dificultad para muchos participantes de mantener la postura durante 1 min, debido a los impedimentos que limitan la capacidad de estabilización sobre una pierna, provocando caídas o cambios de postura, el registro era tenido en cuenta hasta ese momento.

5.4. Tratamiento y análisis de datos

Para el análisis cinemático, había marcadores que con frecuencia no quedaban registrados correctamente por estar poco visibles ante las cámaras en ciertos fotogramas de registro. Para solventar este inconveniente, se ha realizado un proceso de supervisión manual para completar esos huecos de registro, y desechar el ensayo si se estimaba poco fiable. De esta manera, cada vez que se tomaba un registro de cualquiera de las pruebas, el software Nexus creaba un archivo en el que quedaban registrados los movimientos de los marcadores reflectantes y de las fuerzas implementadas sobre la plataforma. Para que el programa pudiera organizar estos puntos sueltos (Figura 12) había que asignarle manualmente a cada punto a qué parte del modelo anatómico pertenecía (etiquetado).

Una vez completado el modelo se ajustaba el inicio y el final de la grabación al tiempo útil, es decir, aquel en el que se ven correctamente el modelo con todos los marcadores.

Una vez depurados y ajustados todos los registros de cada prueba y de cada participante, se aplicó a las trayectorias de todos los marcadores un filtro de paso

bajo Butterworth de 4º orden, con una frecuencia de corte de 6 Hz. Posteriormente se ejecuta el procedimiento de reconstrucción del modelo *Plug-in Gait*, que calculaba los ángulos articulares a partir de las posiciones de los marcadores y los exportaba a archivos de texto que podían ser abiertos en Microsoft Excel, y donde se pueden trabajar los datos numéricos específicos. Los ángulos de la cadera, rodilla y tobillo se calcularon para el lado dominante y no dominante, en relación a los diferentes ejes (X, Y, Z).

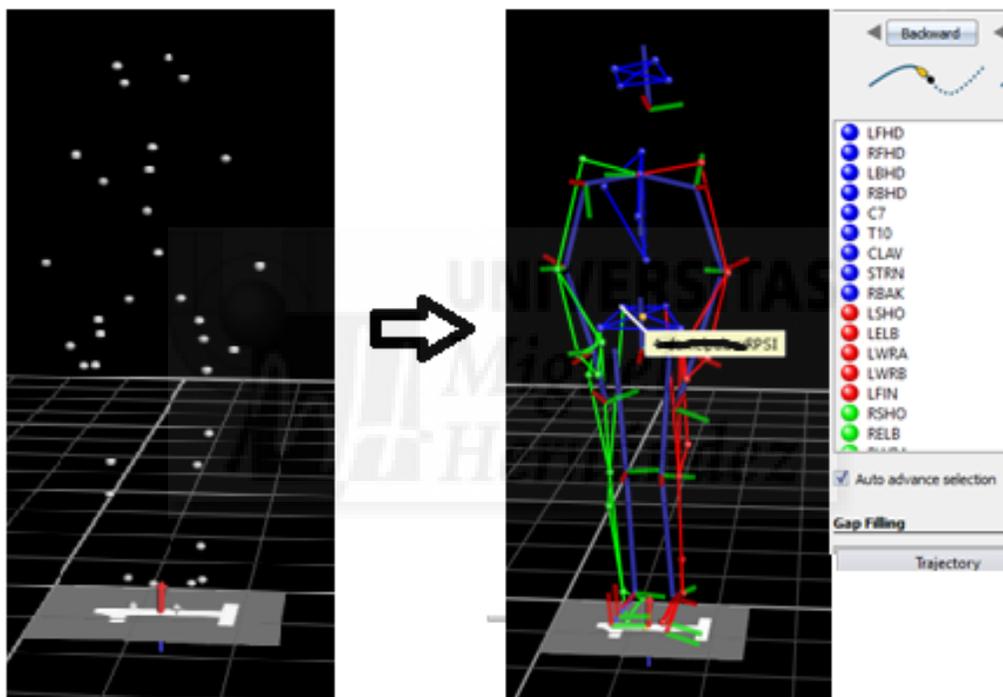


Figura 12. Posición de partida para el salto.

5.4.1. Extracción de variables para la marcha y la carrera

En la siguiente descripción vamos a concretar la definición de los ejes en sus picos máximos sobre los ángulos y su referente sobre los movimientos anatómicos, tanto para la marcha como para la carrera.

a) *Cadera:*

- En el eje X, el máximo ángulo representa la máxima flexión, mientras que el mínimo ángulo representa la máxima extensión.
- En el eje Y, el máximo ángulo representa la máxima abducción, mientras que el mínimo representa la máxima aducción.
- En el eje Z, el máximo ángulo representa la máxima rotación externa, mientras que el mínimo representa la máxima rotación interna.

b) *Rodilla:*

- En el eje X, el máximo ángulo representa la máxima flexión, mientras que el mínimo ángulo representa la máxima extensión. En la rodilla, la mínima extensión es cero, que es la posición anatómica.
- En el eje Y, el máximo ángulo representa la máxima abducción, mientras que el mínimo representa la máxima aducción.
- En el eje Z, el máximo ángulo representa la máxima rotación externa, mientras que el mínimo representa la máxima rotación interna.

c) *Tobillo:*

- En el eje X, el máximo ángulo representa la máxima flexión o flexión dorsal, mientras que el mínimo ángulo representa la máxima extensión o flexión plantar.
- En el eje Y, el máximo ángulo representa la máxima abducción (punta del pie hacia fuera), mientras que el mínimo representa la máxima aducción (punta del pie hacia dentro).
- En el eje Z, el máximo ángulo representa la máxima supinación, mientras que el mínimo representa la máxima pronación.

Así, para la marcha y la carrera se analizaron tanto las fuerzas de la pisada como los ángulos de cadera, rodilla y tobillo:

a) *Fuerzas de la pisada*. Se crea un cuadro organizado por ejes, con los 10 registros de la pisada (5 dominante y 5 no dominante), para la extracción de las diferentes variables objeto de estudio que se desglosan a continuación (Figura 15):

- Eje Z (vertical):
 - Picos máximos y mínimos de la pisada: Frenado (Frenado en eje Z - Fz- máximo), y Valle (Fz mínimo).
 - Tiempos de Frenado (Tiempo Máximo en Fz), Valle (Tiempo mínimo en Fz) e Impulso.
- Eje Y (antero-posterior):
 - Pico de Frenado (valor mínimo en el eje Y)
 - Pico de Impulsión (valor máximo en el eje Y)
- Eje X (medio-lateral): Valor máximo en el Eje X.

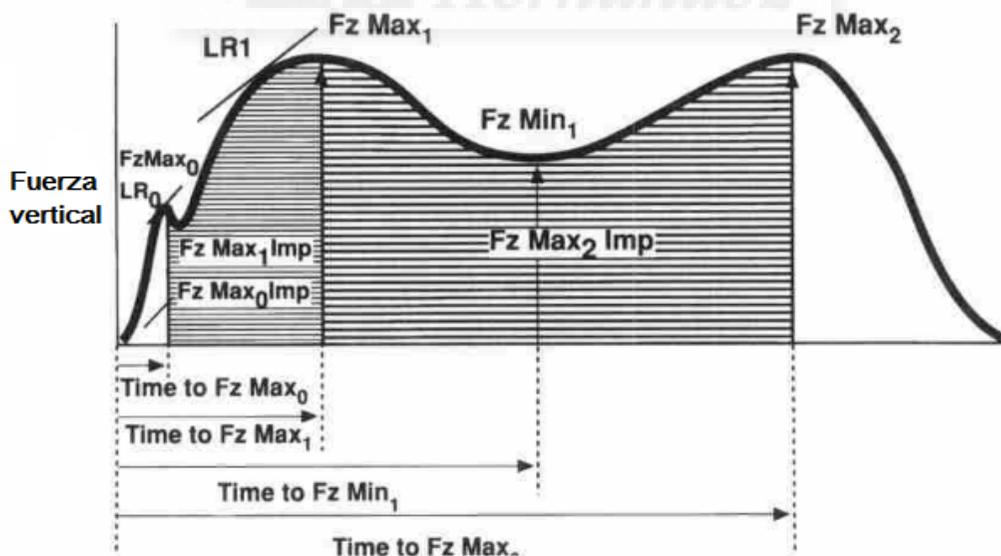


Figura 13. Picos máximos y mínimos en el eje vertical (Woodard, 1999).

b) *Ángulos de cadera, rodilla y tobillo.* Se separan los ángulos máximos y mínimos de cada intento para cada eje (X = flexo-extensión; Y = abducción-aducción; Z = rotación interna y externa) teniendo en cuenta el lado dominante y el no dominante. Esta organización permite comparar en los análisis el lado dominante con el no dominante. Para establecer el lado dominante, se preguntó a los jugadores por su principal lado para el dominio o golpeo del balón. Generalmente, su lado dominante suele corresponder con el no afectado, como puede ser en una hemiparesia, aunque en el caso de una diparesia el jugador era el que indicaba su dominancia lateral. No obstante, si un jugador con hemiparesia indicaba que trabajaba con su lado afectado mejor que con el no afectado, se tomaba éste por el lado dominante.

5.4.2. Extracción de Datos del Salto

A partir de los ángulos bilaterales de la cadera, rodilla y tobillo, se extrajo el valor en el instante máximo de flexión de rodillas y en el instante de despegue, el cual fue determinado a partir de las fuerzas verticales.

Como variable de coordinación en el salto, se midió la simetría de la localización del centro de presiones respecto a la base de sustentación de los pies. Se tomó como referencia el ancho del apoyo, usando como indicador los marcadores de las puntas de los pies en el momento de máximo pico de fuerza vertical, correspondiente a la máxima flexión del salto, asignando un 0% a la posición del pie derecho y un 100% a la del pie izquierdo. Según este criterio, se midió cuánto se desviaba el CdP respecto al pie derecho (Figura 16). Se asumió que un salto equilibrado era aquel en el que el CdP se encontraba en torno al 50% de la base de equilibrio.

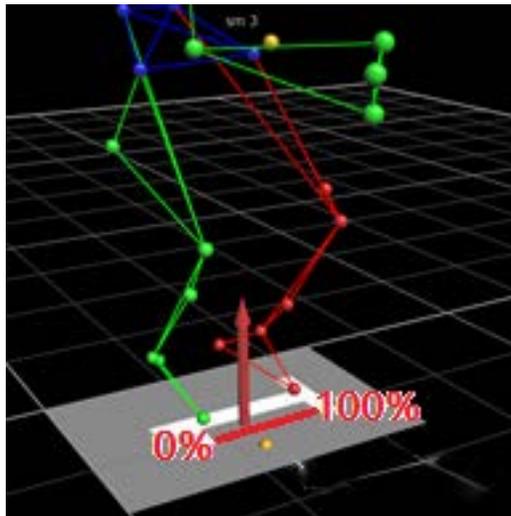


Figura 14. Valoración de la simetría del salto en la aplicación de la fuerza.

Integrando la curva fuerza-tiempo se obtuvo la velocidad del centro de gravedad, por lo que gracias a este cálculo, a través de la fuerza en vertical y el peso del participante, resultan las siguientes variables en la batida (Linthorne, 2001):

- Fuerza máxima: valor máximo de fuerza en el eje vertical obtenido durante la batida.
- RFDmax (Rapidez de producción de fuerza): mide la explosividad con la que el participante aplica la fuerza en el eje Z.
- Pmax (Potencia máxima): la potencia se obtiene de multiplicar la fuerza por la velocidad instante a instante, y a partir de ella se calcula su valor máximo.
- Altura del salto: se obtiene la velocidad en el instante de despegue y se aplica la ecuación: $\text{altura} = V_d^2/2g$: donde V_d es la velocidad en el instante del despegue, y g es la aceleración de la gravedad con un valor de 9.8 m/s^2 .

Todos los valores relacionados con la fuerza se normalizaron respecto a la masa corporal del sujeto.

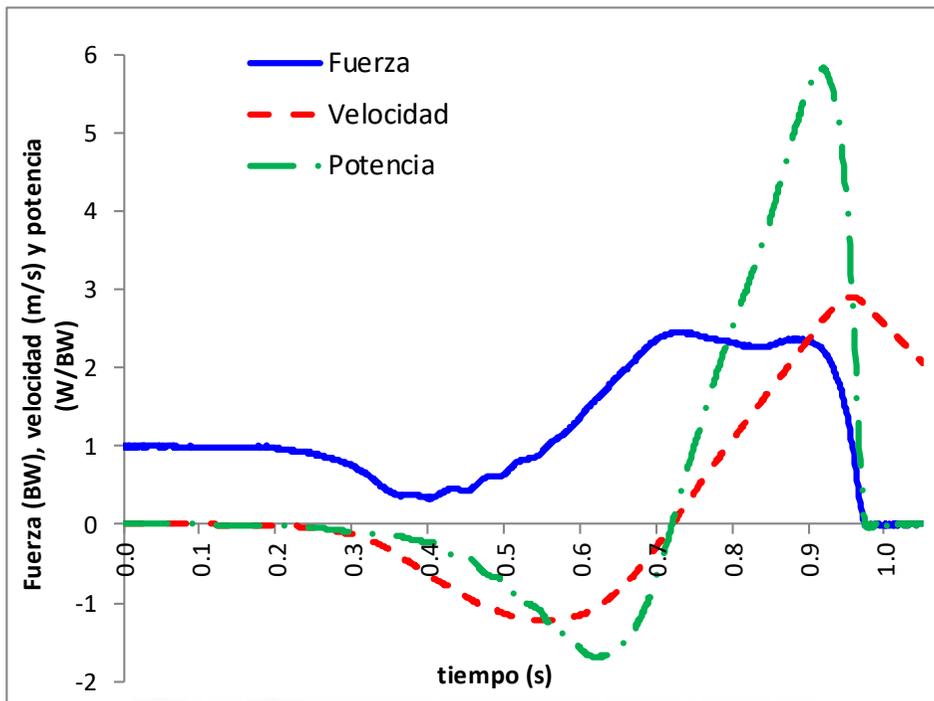


Figura 15. Variables calculadas a partir de la fuerza vertical.
 BW- *body weight* o veces el peso corporal.

También se estimó conveniente calcular la altura del salto con una aproximación más funcional, a partir del marcador de la cabeza, situado en la parte izquierda frontal de la frente del jugador. A partir de las coordenadas en bruto del eje vertical de este marcador, se restaba su posición más alta en el salto a la posición en el despegue, que correspondería con la fuerza 0 de la plataforma de fuerzas. Dado que se realizaron cinco intentos de cada salto, se analizaron los cinco y se calculó su promedio como valor representativo del rendimiento.

5.4.3. Extracción de Datos para Análisis del Control Postural

Para el desarrollo del análisis del control postural se submuestrearon los registros de los 1000 Hz iniciales a 100 Hz, y se aplicó un filtro de paso bajo de 2º orden Butterworth con una frecuencia de corte de 5 Hz (Lin, Seol, Nussbaum y Madigan, 2008).

Durante esta prueba se medía y analizaba el CdP en sus movimientos sobre el eje medio-lateral y antero-posterior. Las variables calculadas fueron las descritas por Lin et al. (2008) como las más fiables:

- VMediaML: velocidad media en el eje medio-lateral.
- VMediaAP: velocidad media en el eje antero-posterior.
- Vmedia: velocidad global sin separar los ejes.
- Elipse 95%: área que abarca aproximadamente el 95% de los límites de confianza de los datos del recorrido del CdP (Prieto, Myklebust, Hoffmann, Lovett y Myklebust, 1996) (Figura 18).

Para corregir el factor tiempo en los casos en los que los participantes tenían dificultades para completar el tiempo completo de algunas pruebas, también se realizó un análisis sobre los resultados extraídos dividiéndolos por el tiempo de permanencia en la plataforma antes del desequilibrio.

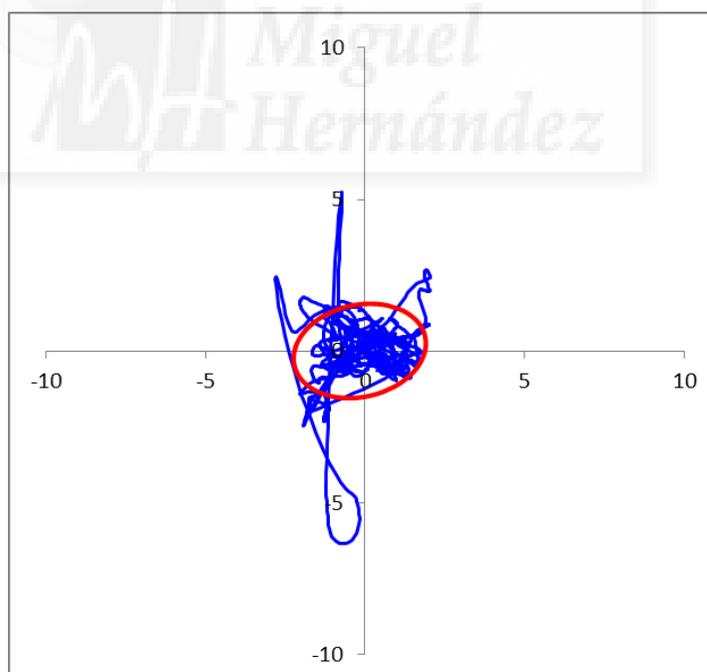


Figura 16. Elipse cuya área abarca aproximadamente el 95% de los límites de confianza del recorrido del centro de presiones.

5.5. Análisis estadístico

En la realización del análisis estadístico fue utilizado el paquete estadístico SPSS versión 21 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA) y Microsoft Excel versión 14.

A fin de saber la “bondad de ajuste” de las probabilidades de los datos objeto de análisis, se realizó la prueba de normalidad de Kolmogorov-Smirnov (K-S). Dicha “bondad de ajuste” permite medir el grado de concordancia existente entre la distribución de un conjunto de datos y una distribución específica (Justel, Peña, y Zamar, 1997). Si en los resultados obtenidos es comprobado que el nivel de significación es menor que 0.05 la distribución no es normal, y si es mayor que 0.05 la distribución sí lo es.

Con el fin de comparar la presencia de simetrías y asimetrías corporales de ambos lados (D y ND), se utilizó una prueba *t* de muestras relacionadas, también empleada a la hora de examinar las condiciones de las pruebas derivadas del test de control postural: bipodal v unipodal, ojos abiertos v cerrados (Atkinson y Nevill, 1998).

Para las comparaciones entre los diferentes perfiles funcionales o clases de Fútbol PC se utilizó una ANOVA de un factor, incluyendo en el análisis la prueba pos-hoc de Tukey para la detección de diferencias entre pares (Eliasziv et al., 1994). El tamaño del efecto se realizó mediante el estadístico Eta al Cuadrado Parcial (η^2), con la siguiente interpretación: por encima de 0,26, entre 0,26 y 0,02, y por debajo de 0,02 fueron considerados como alto, moderado y bajo respectivamente (Pierce et al., 2004). Además, para la comparación por pares (FT5, FT6, FT7, FT8) se calculó el tamaño del efecto mediante la *d* de cohen, aplicando la corrección de Hedges (d_g) al tratarse de una muestra reducida (Hedges y Olkin, 1985). La interpretación de este tamaño del efecto se realizó de acuerdo a los siguientes valores: <0,25, trivial; 0,25-0,5, pequeño; 0,5-0,8, moderado; >0,8, grande (Cohen, 1988).

Con el objetivo de medir el grado de relación entre el salto y las variables cinéticas y cinemáticas se utilizó la correlación bivariada de Pearson, con la siguiente

interpretación de la robustez de tales correlaciones: $< 0,1$, trivial; $0,1-0,3$, pequeña; $< 0,3-0,5$, moderada; $< 0,5-0,7$, alta; $< 0,7-0,9$, muy alta; y $< 0,9-1,0$, casi perfecta (Hopkins, Marshall, Batterham, y Hanin, 2009).

Durante los análisis estadísticos se trabajó con un nivel de significancia estadística de $p < 0,05$.





Resultados

6. Resultados

6.1. La marcha

6.1.1. Análisis cinemático

6.1.1.1. Ángulos máximos en cadera, rodilla y tobillo

En las Tablas 2, 3 y 4 se muestran los resultados descriptivos e inferenciales durante la marcha, obtenidos en cada una de las variables de estudio de acuerdo a la lateralidad [no dominante (ND) y Dominante (D)]. La prueba t de muestras relacionadas revela diferencias significativas entre los lados D y ND ($p < 0,01$), con un total de 29 diferencias significativas: 6 en la clase FT5, 9 en la FT6, 4 en la FT7, y 10 para con la clase FT8.

Las diferencias en la flexión de cadera es la única que aparece en todas las clases (Tabla 2), flexionado más el lado D que el ND. Los participantes de la clase FT5 son los que más flexión realizan, tanto en el lado D como el ND (entre $55,75^\circ$ y $59,76^\circ$), siendo los de la clase FT8 los que menor ángulo de flexión de cadera presentan (entre $42,83^\circ$ y $45,70^\circ$).

Los participantes de la clase FT6 son los que más rotan la rodilla cuando caminan (entre $-37,24^\circ$ y $-27,79^\circ$), siendo además los que menos la extienden (entre $-1,39^\circ$ y $4,57^\circ$) (Tabla 3). Y con respecto al tobillo, los participantes de la clase FT5 son los que presentan una mayor abducción en ambos tobillos (entre $-22,08$ y $-15,27^\circ$) (Tabla 4).

Tabla 2. Ángulos (en grados) máximos de la cadera en la marcha comparando lado D y ND.

		No Dominante		Dominante		t(sig)
		M	DT	M	DT	
FT5 (n=26)	Flexión	55,75 ±	8,18	59,76 ±	11,50	-4,84 **
	Extensión	5,98 ±	5,61	1,99 ±	2,09	2,97
	Abducción	2,92 ±	4,53	-0,58 ±	4,23	4,67
	Aducción	-10,31 ±	9,05	-17,37 ±	9,92	5,54
	Rotación externa	7,71 ±	15,18	2,78 ±	10,75	1,89
	Rotación interna	-17,50 ±	6,77	-26,33 ±	18,39	2,64
FT6 (n=27)	Flexión	54,82 ±	8,55	59,92 ±	8,53	-4,19 **
	Extensión	6,67 ±	8,34	4,35 ±	13,51	1,08
	Abducción	4,38 ±	5,37	2,63 ±	4,87	2,26
	Aducción	-10,42 ±	6,35	-12,46 ±	4,58	1,77
	Rotación externa	43,25 ±	13,27	17,45 ±	10,22	10,41
	Rotación interna	-0,29 ±	7,72	-11,50 ±	17,68	2,91
FT7 (n=36)	Flexión	42,83 ±	10,24	45,70 ±	4,11	-2,47 **
	Extensión	-1,36 ±	8,01	-4,66 ±	6,23	3,25
	Abducción	3,78 ±	2,31	2,75 ±	3,48	1,93
	Aducción	-11,08 ±	1,70	-13,18 ±	4,44	3,47
	Rotación externa	22,69 ±	20,17	-2,35 ±	11,74	8,18
	Rotación interna	-12,78 ±	23,43	-17,69 ±	17,80	0,99
FT8 (n=21)	Flexión	33,02 ±	5,58	36,14 ±	7,69	-3,86 **
	Extensión	-9,53 ±	6,07	-9,74 ±	5,92	0,95
	Abducción	-0,83 ±	1,01	1,90 ±	3,09	-4,48 **
	Aducción	-11,10 ±	2,82	-9,57 ±	5,55	-2,36 **
	Rotación externa	-5,20 ±	12,61	-7,56 ±	4,02	0,96
	Rotación interna	-28,65 ±	11,11	-19,42 ±	5,66	-3,73 **
Total (n=110)	Flexión	33,02 ±	8,14	36,14 ±	7,96	-3,84 **
	Extensión	-9,53 ±	7,01	-9,74 ±	6,94	2,06
	Abducción	-0,83 ±	3,31	1,90 ±	3,92	1,09
	Aducción	-11,10 ±	4,98	-9,57 ±	6,12	2,11
	Rotación externa	-5,20 ±	15,31	-7,56 ±	9,18	5,36
	Rotación interna	-28,65 ±	12,26	-19,42 ±	14,88	0,70

M: Media; DT: Desviación Típica; * p < 0,05; ** p < 0,01

Tabla 3. Ángulos máximos (en grados) de la rodilla en la marcha comparando los lados D y ND.

		No Dominante		Dominante		t(sig)
		M	DT	M	DT	
FT5 (n=26)	Flexión	59,42 ±	10,68	54,66 ±	11,89	3,51
	Extensión	7,71 ±	3,66	14,00 ±	4,33	-19,20 **
	Abducción	10,15 ±	5,89	2,56 ±	1,56	6,98
	Aducción	-13,67 ±	3,52	-15,30 ±	8,94	1,01
	Rotación externa	2,28 ±	26,78	-5,04 ±	12,60	1,28
	Rotación interna	-22,44 ±	20,75	-3,36 ±	52,87	-1,90 **
FT6 (n=27)	Flexión	57,70 ±	9,25	72,91 ±	5,24	-7,34 **
	Extensión	-1,39 ±	6,53	4,57 ±	3,91	-5,02 **
	Abducción	31,73 ±	13,91	16,34 ±	8,38	7,52
	Aducción	1,63 ±	3,45	-1,35 ±	8,82	1,93
	Rotación externa	4,23 ±	10,76	6,44 ±	2,58	-1,07 **
	Rotación interna	-37,24 ±	25,49	-27,79 ±	7,27	-1,92 **
FT7 (n=36)	Flexión	68,26 ±	11,34	71,65 ±	3,60	-2,33 **
	Extensión	12,31 ±	7,69	8,03 ±	3,71	2,42
	Abducción	18,24 ±	11,34	11,64 ±	8,18	2,75
	Aducción	-5,49 ±	10,49	-6,13 ±	13,59	0,21
	Rotación externa	20,02 ±	14,84	5,92 ±	14,94	3,97
	Rotación interna	-15,65 ±	14,12	-18,33 ±	15,49	1,04
FT8 (n=21)	Flexión	68,54 ±	1,87	71,09 ±	10,06	-1,13 **
	Extensión	6,90 ±	1,32	6,97 ±	3,61	-0,10 **
	Abducción	9,68 ±	3,96	5,94 ±	2,63	10,27
	Aducción	-12,51 ±	14,87	-12,09 ±	9,65	-0,20 **
	Rotación externa	22,67 ±	15,61	16,50 ±	5,07	2,27
	Rotación interna	-8,46 ±	10,75	-6,42 ±	5,42	-1,55 **
Total (n=110)	Flexión	63,48 ±	8,29	67,58 ±	7,70	-1,82 **
	Extensión	6,38 ±	4,80	8,39 ±	3,89	-5,48 **
	Abducción	17,45 ±	8,78	9,12 ±	5,19	6,88
	Aducción	-7,51 ±	8,08	-8,72 ±	10,25	0,74
	Rotación externa	12,30 ±	17,00	5,95 ±	8,80	1,61
	Rotación interna	-20,95 ±	17,78	-13,97 ±	20,26	-1,08 **

M: Media; DT: Desviación Típica; * p < 0,05; ** p < 0,01

Tabla 4. Ángulos máximos (en grados) del tobillo en la marcha comparando los lados D y ND.

		No Dominante		Dominante		t(sig)
		M	DT	M	DT	
FT5 (n=26)	Flexión	29,05 ± 4,86		50,28 ± 21,65		-4,22 **
	Extensión	-17,15 ± 23,30		-25,30 ± 41,22		0,80
	Abducción	-5,05 ± 5,90		15,76 ± 24,77		-4,45 **
	Aducción	-22,08 ± 11,93		-15,27 ± 21,39		-1,11 **
	Supinación	46,18 ± 14,77		22,97 ± 43,63		2,12
	Pronación	-10,57 ± 16,00		-23,09 ± 35,10		1,45
FT6 (n=27)	Flexión	18,08 ± 7,93		20,58 ± 5,30		-2,22 **
	Extensión	-17,24 ± 7,36		-16,09 ± 6,95		-0,72 **
	Abducción	8,68 ± 6,89		4,21 ± 2,08		3,25
	Aducción	-3,52 ± 5,41		-5,32 ± 4,74		1,03
	Supinación	13,04 ± 16,23		18,26 ± 15,96		-0,93 **
	Pronación	-26,32 ± 9,13		-17,71 ± 5,72		-3,49 **
FT7 (n=36)	Flexión	29,57 ± 4,09		25,22 ± 3,84		5,70
	Extensión	-1,91 ± 3,53		-9,63 ± 8,37		4,07
	Abducción	11,92 ± 6,66		4,64 ± 3,48		5,35
	Aducción	-5,12 ± 8,79		-4,65 ± 2,36		-0,34 **
	Supinación	14,81 ± 21,19		12,82 ± 5,18		0,57
	Pronación	-33,22 ± 11,87		-15,91 ± 4,31		-7,41 **
FT8 (n=21)	Flexión	24,01 ± 3,03		18,66 ± 1,70		9,62
	Extensión	-4,53 ± 2,24		-4,82 ± 3,49		0,35
	Abducción	4,62 ± 1,56		5,83 ± 1,94		-4,89 **
	Aducción	-9,42 ± 1,67		-5,36 ± 1,29		-9,49 **
	Supinación	24,17 ± 4,12		13,40 ± 3,67		8,79
	Pronación	-16,25 ± 3,84		-20,16 ± 6,00		5,18
Total (n=110)	Flexión	25,18 ± 4,98		28,69 ± 8,13		2,22
	Extensión	-10,21 ± 9,11		-13,96 ± 15,01		1,12
	Abducción	5,04 ± 5,25		7,61 ± 8,07		-0,18 **
	Aducción	-10,04 ± 6,95		-7,65 ± 7,44		-2,47 **
	Supinación	24,55 ± 14,08		16,86 ± 17,11		2,64
	Pronación	-21,59 ± 10,21		-19,22 ± 12,78		-1,07 **

M: Media; DT: Desviación Típica; * p < 0,05; ** p < 0,01

6.1.1.2. Diferencias entre perfiles funcionales en la cinemática de la marcha

La Tabla 5 muestra que existen diferencias significativas entre grupos, en todos los movimientos anatómicos analizados de la cadera, rodilla y tobillo, tanto en el lado dominante como no dominante.

Tabla 5. Diferencias entre perfiles funcionales en los diferentes movimientos de la cadera, rodilla y tobillo durante la marcha, en los lados D y ND.

		No Dominante				Dominante			
		gl	F	Sig.	η_p^2	gl	F	Sig.	η_p^2
Cadera	Flexión	(3, 106)	37,59	0,00 **	0,52	(3, 106)	49,54	0,01 **	0,58
	Extensión	(3, 106)	25,56	0,02 *	0,42	(3, 106)	15,41	0,03 *	0,30
	Abducción	(3, 106)	9,10	0,00 **	0,20	(3, 106)	4,17	0,01 **	0,11
	Aducción	(3, 106)	,150	0,02 *	0,00	(3, 106)	6,08	0,03 *	0,15
	Rotación externa	(3, 106)	40,70	0,00 **	0,54	(3, 106)	29,58	0,01 *	0,46
	Rotación interna	(3, 106)	14,43	0,02 *	0,29	(3, 106)	3,69	0,03 *	0,09
Rodilla	Flexión	(3, 106)	9,84	0,00 **	0,22	(3, 106)	31,30	0,01 *	0,47
	Extensión	(3, 106)	29,15	0,02 *	0,45	(3, 106)	27,72	0,03 *	0,44
	Abducción	(3, 106)	26,87	0,00 **	0,43	(3, 106)	23,86	0,01 *	0,40
	Aducción	(3, 106)	15,45	0,02 *	0,30	(3, 106)	8,72	0,03 *	0,20
	Rotación externa	(3, 106)	9,24	0,01 **	0,21	(3, 106)	15,47	0,01 *	0,30
	Rotación interna	(3, 106)	11,00	0,02 *	0,24	(3, 106)	4,35	0,03 *	0,11
Tobillo	Flexión	(3, 106)	28,96	0,01 **	0,45	(3, 106)	44,60	0,02 *	0,56
	Extensión	(3, 106)	13,03	0,02 *	0,27	(3, 106)	4,49	0,03 *	0,11
	Abducción	(3, 106)	44,50	0,01 **	0,56	(3, 106)	5,36	0,02 *	0,13
	Aducción	(3, 106)	28,79	0,03 *	0,45	(3, 106)	6,02	0,03 *	0,15
	Rotación externa	(3, 106)	23,75	0,01 **	0,40	(3, 106)	1,18	0,02 *	0,03
	Rotación interna	(3, 106)	23,13	0,03 *	0,40	(3, 106)	0,91	0,04 *	0,03

** $p < 0,01$; * $p < 0,05$; gl: grados de libertad; η_p^2 : tamaño del efecto

La Tabla 6 muestra las diferencias significativas por pares de perfiles funcionales para los ángulos de cadera durante la marcha. Para los movimientos de flexión, extensión, abducción en el lado ND, rotación externa y rotación interna en lado ND, el grupo FT8 muestra diferencias significativas en la mayoría de las variables analizadas con respecto al resto de perfiles funcionales. Por lo general, se encuentran más diferencias significativas para con el lado ND, excepto en el caso del movimiento de abducción del lado dominante, donde el grupo FT5 muestra diferencias con el FT7 y FT8.

Tabla 6. Comparaciones por pares de las diferencias entre perfiles funcionales en los ángulos de cadera durante la marcha, tanto para los lados D como ND.

	No Dominante					Dominante			
	(I)	(J)	(I-J)	Sig.	d _g	(I-J)	Sig.	d _g	
Flexión	FT5	FT6	0,93	0,979	0,65	-0,16	1,000	0,52	
		FT7	12,92	0,000 **	1,91	14,06	0,000 **	2,31	
		FT8	22,73	0,000 **	3,99	23,62	0,000 **	3,07	
		FT6	FT5	-0,93	0,979	-0,65	0,16	1,000	-0,52
			FT7	11,99	0,000 **	1,78	14,22	0,000 **	2,83
			FT8	21,80	0,000 **	3,71	23,77	0,000 **	3,68
		FT7	FT5	-12,92	0,000 **	-1,91	-14,06	0,000 **	-2,31
			FT6	-11,99	0,000 **	-1,78	-14,22	0,000 **	-2,83
			FT8	9,81	0,000 **	1,67	9,56	0,000 **	2,28
		FT8	FT5	-22,73	0,000 **	-3,99	-23,62	0,000 **	-3,07
			FT6	-21,80	0,000 **	-3,71	-23,77	0,000 **	-3,68
			FT7	-9,81	0,000 **	-1,67	-9,56	0,000 **	-2,28
Extensión	FT5	FT6	-0,69	0,986	0,44	-2,35	0,714	0,30	
		FT7	7,34	0,001 **	1,56	6,66	0,010	1,88	
		FT8	15,50	0,000 **	3,41	11,74	0,000 **	3,52	
		FT6	FT5	0,69	0,986	-0,44	2,35	0,714	-0,30
			FT7	8,03	0,000 **	1,50	9,01	0,000 **	1,41
			FT8	16,20	0,000 **	2,86	14,09	0,000 **	1,90
		FT7	FT5	-7,34	0,001 **	-1,56	-6,66	0,010	-1,88
			FT6	-8,03	0,000 **	-1,50	-9,01	0,000 **	-1,41
			FT8	8,17	0,000 **	1,67	5,08	0,107	1,38
		FT8	FT5	-15,50	0,000 **	-3,41	-11,74	0,000 **	-3,52

		FT6	-16,20	0,000	**	-2,86	-14,09	0,000	**	-1,90
		FT7	-8,17	0,000	**	-1,67	-5,08	0,107		-1,38
Abducción	FT5	FT6	-1,46	0,484		0,25	-3,21	0,021	*	-0,14
		FT7	-0,87	0,803		0,26	-3,32	0,008	**	-0,34
		FT8	3,74	0,005	**	1,69	-2,48	0,153		-0,06
	FT6	FT5	1,46	0,484		-0,25	3,21	0,021	*	0,14
		FT7	0,60	0,922		0,65	-0,11	1,000		0,47
		FT8	5,21	0,000	**	1,88	0,73	0,921		0,74
	FT7	FT5	0,87	0,803		-0,26	3,32	0,008	**	0,34
		FT6	-0,60	0,922		-0,65	0,11	1,000		-0,47
		FT8	4,61	0,000	**	3,04	0,84	0,867		0,79
	FT8	FT5	-3,74	0,005	**	-1,69	2,48	0,153		0,06
		FT6	-5,21	0,000	**	-1,88	-0,73	0,921		-0,74
FT7		-4,61	0,000	**	-3,04	-0,84	0,867		-0,79	
Aducción	FT5	FT6	0,11	1,000		0,55	-4,91	0,030	*	-0,08
		FT7	0,76	0,952		0,63	-4,18	0,058		-0,06
		FT8	0,79	0,964		0,69	-7,80	0,000	**	-0,32
	FT6	FT5	-0,11	1,000		-0,55	4,91	0,030	*	0,08
		FT7	0,65	0,968		0,65	0,72	0,970		0,66
		FT8	0,68	0,976		0,70	-2,89	0,406		0,02
	FT7	FT5	-0,76	0,952		-0,63	4,18	0,058		0,06
		FT6	-0,65	0,968		-0,65	-0,72	0,970		-0,66
		FT8	0,02	1,000		0,55	-3,62	0,171		-0,18
	FT8	FT5	-0,79	0,964		-0,69	7,80	0,000	**	0,32
		FT6	-0,68	0,976		-0,70	2,89	0,406		-0,02
FT7		-0,02	1,000		-0,55	3,62	0,171		0,18	
Rotación externa	FT5	FT6	-35,54	0,000	**	-1,74	-14,67	0,000	**	-0,78
		FT7	-14,98	0,003	**	-0,29	5,13	0,203		0,96
		FT8	12,91	0,038	*	1,50	10,34	0,004	**	1,83
	FT6	FT5	35,54	0,000	**	1,74	14,67	0,000	**	0,78
		FT7	20,56	0,000	**	1,70	19,80	0,000	**	2,35
		FT8	48,45	0,000	**	4,61	25,01	0,000	**	3,87
	FT7	FT5	14,98	0,003	**	0,29	-5,13	0,203		-0,96
		FT6	-20,56	0,000	**	-1,70	-19,80	0,000	**	-2,35
		FT8	27,89	0,000	**	2,16	5,21	0,241		1,08
	FT8	FT5	-12,91	0,038	*	-1,50	-10,34	0,004	**	-1,83
		FT6	-48,45	0,000	**	-4,61	-25,01	0,000	**	-3,87
FT7		-27,89	0,000	**	-2,16	-5,21	0,241		-1,08	
Rotación interna	FT5	FT6	-17,21	0,000	**	-1,63	-14,82	0,007	**	-0,25
		FT7	-4,72	0,623		0,25	-8,63	0,176		0,04

	FT8	11,15	0,065		1,85	-6,91	0,477		0,11
FT6	FT5	17,21	0,000	**	1,63	14,82	0,007	**	0,25
	FT7	12,50	0,009	**	1,18	6,19	0,449		0,85
	FT8	28,37	0,000	**	3,82	7,92	0,347		1,15
FT7	FT5	4,72	0,623		-0,25	8,63	0,176		-0,04
	FT6	-12,50	0,009	**	-1,18	-6,19	0,449		-0,85
	FT8	15,87	0,001	**	1,35	1,73	0,980		0,66
FT8	FT5	-11,15	0,065		-1,85	6,91	0,477		-0,11
	FT6	-28,37	0,000	**	-3,82	-7,92	0,347		-1,15
	FT7	-15,87	0,001	**	-1,35	-1,73	0,980		-0,66

** p < 0,01; *p < 0,05; d_g : tamaño del efecto

La Tabla 7 muestra diferencias para prácticamente todos los movimientos articulares, y tanto para el lado dominante como el no dominante. Es el grupo FT7, en el lado dominante, el que muestra un menor número de diferencias significativas para este movimiento articular.

Tabla 7. Comparaciones por pares de las diferencias entre perfiles funcionales en los ángulos de la rodilla durante la marcha, tanto para los lados D como ND.

	No Dominante					Dominante				
	(I)	(J)	(I-J)	Sig.	d _g	(I-J)	Sig.	d _g		
Flexión	FT5	FT6	1,71	0,914	0,71	-18,25	0,000	**	-1,31	
		FT7	-8,84	0,003	**	-0,26	-17,00	0,000	**	-1,43
		FT8	-9,12	0,008	**	-0,49	-16,43	0,000	**	-0,81
	FT6	FT5	-1,71	0,914	-0,71	18,25	0,000	**	1,31	
		FT7	-10,55	0,000	**	-0,46	1,26	0,926		0,79
		FT8	-10,83	0,001	**	-0,86	1,82	0,860		0,80
	FT7	FT5	8,84	0,003	**	0,26	17,00	0,000	**	1,43
		FT6	10,55	0,000	**	0,46	-1,26	0,926		-0,79
		FT8	-0,28	1,000	0,51	0,57	0,994		0,62	
		FT8	FT5	9,12	0,008	**	0,49	16,43	0,000	**
	FT6	10,83	0,001	**	0,86	-1,82	0,860		-0,80	
	FT7	0,28	1,000	-0,51	-0,57	0,994		-0,62		
Extensión	FT5	FT6	9,11	0,000	**	2,31	9,44	0,000	**	2,95
		FT7	-4,60	0,014	*	-0,20	5,98	0,000	**	2,05
		FT8	0,81	0,964	0,86	7,03	0,000	**	2,39	

	FT6	FT5	-9,11	0,000	**	-2,31	-9,44	0,000	**	-2,95
		FT7	-13,71	0,000	**	-1,28	-3,46	0,004	**	-0,38
		FT8	-8,30	0,000	**	-0,98	-2,40	0,153		-0,04
	FT7	FT5	4,60	0,014	*	0,20	-5,98	0,000	**	-2,05
		FT6	13,71	0,000	**	1,28	3,46	0,004	**	0,38
		FT8	5,41	0,005	**	1,42	1,06	0,757		0,83
	FT8	FT5	-0,81	0,964		-0,86	-7,03	0,000	**	-2,39
		FT6	8,30	0,000	**	0,98	2,40	0,153		0,04
		FT7	-5,41	0,005	**	-1,42	-1,06	0,757		-0,83
Abducción	FT5	FT6	-21,58	0,000	**	-1,32	-13,79	0,000	**	-1,54
		FT7	-8,09	0,012	*	-0,32	-9,08	0,000	**	-0,85
		FT8	0,47	0,999		0,67	-3,38	0,281		-0,92
	FT6	FT5	21,58	0,000	**	1,32	13,79	0,000	**	1,54
		FT7	13,49	0,000	**	1,60	4,71	0,024	*	1,07
		FT8	22,05	0,000	**	2,71	10,40	0,000	**	2,22
	FT7	FT5	8,09	0,012	*	0,32	9,08	0,000	**	0,85
		FT6	-13,49	0,000	**	-1,60	-4,71	0,024	*	-1,07
		FT8	8,56	0,013	*	1,47	5,70	0,009	**	1,40
	FT8	FT5	-0,47	0,999		-0,67	3,38	0,281		0,92
		FT6	-22,05	0,000	**	-2,71	-10,40	0,000	**	-2,22
			FT7	-8,56	0,013	*	-1,47	-5,70	0,009	**
Aducción	FT5	FT6	-15,30	0,000	**	-3,33	-13,94	0,000	**	-0,93
		FT7	-8,18	0,004	**	-0,44	-9,17	0,007	**	-0,24
		FT8	-1,15	0,973		0,46	-3,21	0,743		0,24
	FT6	FT5	15,30	0,000	**	3,33	13,94	0,000	**	0,93
		FT7	7,12	0,015	*	0,46	4,78	0,309		0,90
		FT8	14,15	0,000	**	2,01	10,74	0,005	**	1,77
	FT7	FT5	8,18	0,004	**	0,44	9,17	0,007	**	0,24
		FT6	-7,12	0,015	*	-0,46	-4,78	0,309		-0,90
		FT8	7,02	0,031	*	1,11	5,96	0,190		1,02
	FT8	FT5	1,15	0,973		-0,46	3,21	0,743		-0,24
		FT6	-14,15	0,000	**	-2,01	-10,74	0,005	**	-1,77
			FT7	-7,02	0,031	*	-1,11	-5,96	0,190	
Rotación externa	FT5	FT6	-1,95	0,978		0,44	-11,49	0,001	**	-0,66
		FT7	-17,73	0,001	**	-0,32	-10,97	0,001	**	-0,25
		FT8	-20,39	0,001	**	-0,29	-21,55	0,000	**	-1,40
	FT6	FT5	1,95	0,978		-0,44	11,49	0,001	**	0,66
		FT7	-15,78	0,004	**	-0,64	0,52	0,998		0,54
		FT8	-18,44	0,003	**	-0,75	-10,06	0,010		-1,79
	FT7	FT5	17,73	0,001	**	0,32	10,97	0,001	**	0,25

		FT6	15,78	0,004	**	0,64	-0,52	0,998	-0,54
		FT8	-2,65	0,948		0,37	-10,58	0,003	** -0,29
	FT8	FT5	20,39	0,001	**	0,29	21,55	0,000	** 1,40
		FT6	18,44	0,003	**	0,75	10,06	0,010	1,79
		FT7	2,65	0,948		-0,37	10,58	0,003	** 0,29
Rotación interna	FT5	FT6	14,80	0,024	*	1,18	24,44	0,009	** 1,20
		FT7	-6,79	0,494		0,12	14,98	0,155	0,92
		FT8	-13,98	0,058		-0,21	3,06	0,981	0,65
	FT6	FT5	-14,80	0,024	*	-1,18	-24,44	0,009	** -1,20
		FT7	-21,59	0,000	**	-0,54	-9,46	0,533	-0,22
		FT8	-28,78	0,000	**	-0,75	-21,37	0,043	* -2,35
	FT7	FT5	6,79	0,494		-0,12	-14,98	0,155	-0,92
		FT6	21,59	0,000	**	0,54	9,46	0,533	0,22
		FT8	-7,19	0,500		0,00	-11,91	0,396	-0,35
	FT8	FT5	13,98	0,058		0,21	-3,06	0,981	-0,65
		FT6	28,78	0,000	**	0,75	21,37	0,043	* 2,35
		FT7	7,19	0,500		0,00	11,91	0,396	0,35

** p < 0,01; *p < 0,05; d_g : tamaño del efecto

La Tabla 8 muestra las diferencias obtenidas en la comparación por pares para con la cinemática del tobillo durante la marcha. Se observan diferencias significativas en la mayoría de comparaciones del lado dominante, no siendo así en la pronación y supinación del tobillo en el lado dominante.

Tabla 8. Comparaciones por pares de las diferencias entre perfiles funcionales en los ángulos del tobillo durante la marcha, tanto para los lados D como ND.

	No Dominante					Dominante			
	(I)	(J)	(I-J)	Sig.	d _g	(I-J)	Sig.	d _g	
Flexión	FT5	FT6	10,96	0,000	**	0,71	29,70	0,000	** -1,31
		FT7	-0,53	0,981		-0,26	25,06	0,000	** -1,43
		FT8	5,04	0,009	**	-0,49	31,62	0,000	** -0,81
	FT6	FT5	-10,96	0,000	**	-0,71	-29,70	0,000	** 1,31
		FT7	-11,49	0,000	**	-0,46	-4,64	0,358	0,79
		FT8	-5,93	0,001	**	-0,86	1,92	0,933	0,80

	FT7	FT5	0,53	0,981		0,26	-25,06	0,000	**	1,43	
		FT6	11,49	0,000	**	0,46	4,64	0,358		-0,79	
		FT8	5,56	0,001	**	-0,51	6,56	0,143		-0,62	
	FT8	FT5	-5,04	0,009	**	0,49	-31,62	0,000	**	0,81	
		FT6	5,93	0,001	**	0,86	-1,92	0,933		-0,80	
		FT7	-5,56	0,001	**	-0,51	-6,56	0,143		-0,62	
Extensión	FT5	FT6	0,09	1,000		2,31	-9,21	0,382		2,95	
		FT7	-15,24	0,000	**	-0,20	-15,68	0,023	*	2,05	
		FT8	-12,63	0,003	**	0,86	-20,48	0,006	**	2,39	
		FT6	FT5	-0,09	1,000		-2,31	9,21	0,382		-2,95
			FT7	-15,33	0,000	**	-1,28	-6,47	0,620		-0,38
			FT8	-12,71	0,003	**	-0,98	-11,27	0,256		-0,04
		FT7	FT5	15,24	0,000	**	0,20	15,68	0,023	*	-2,05
			FT6	15,33	0,000	**	1,28	6,47	0,620		0,38
			FT8	2,61	0,860		-1,42	-4,81	0,837		-0,83
		FT8	FT5	12,63	0,003	**	-0,86	20,48	0,006	**	-2,39
			FT6	12,71	0,003	**	0,98	11,27	0,256		0,04
			FT7	-2,61	0,860		-1,42	4,81	0,837		-0,83
Abducción	FT5	FT6	-13,73	0,000	**	-1,32	11,55	0,005	**	-1,54	
		FT7	-16,97	0,000	**	-0,32	11,12	0,003	**	-0,85	
		FT8	-9,67	0,000	**	0,67	9,93	0,034	*	-0,92	
		FT6	FT5	13,73	0,000	**	1,32	-11,55	0,005	**	1,54
			FT7	-3,24	0,144		1,60	-0,43	0,999		1,07
			FT8	4,06	0,091		2,71	-1,62	0,969		2,22
		FT7	FT5	16,97	0,000	**	0,32	-11,12	0,003	**	0,85
			FT6	3,24	0,144		-1,60	0,43	0,999		-1,07
			FT8	7,30	0,000	**	-1,47	-1,19	0,985		-1,40
		FT8	FT5	9,67	0,000	**	-0,67	-9,93	0,034	*	0,92
			FT6	-4,06	0,091		-2,71	1,62	0,969		-2,22
			FT7	-7,30	0,000	**	-1,47	1,19	0,985		-1,40
Aducción	FT5	FT6	-18,56	0,000	**	-3,33	-9,95	0,006	**	-0,93	
		FT7	-16,96	0,000	**	-0,44	-10,62	0,001	**	-0,24	
		FT8	-12,66	0,000	**	0,46	-9,91	0,011	*	0,24	
		FT6	FT5	18,56	0,000	**	3,33	9,95	0,006	**	0,93
			FT7	1,60	0,867		1,37	-0,67	0,995		0,90
			FT8	5,90	0,069		2,01	0,03	1,000		1,77
		FT7	FT5	16,96	0,000	**	0,44	10,62	0,001	**	0,24
			FT6	-1,60	0,867		-1,37	0,67	0,995		-0,90
			FT8	4,30	0,228		-1,11	0,71	0,995		-1,02
		FT8	FT5	12,66	0,000	**	-0,46	9,91	0,011	*	-0,24

		FT6	-5,90	0,069		-2,01	-0,03	1,000	-1,77
		FT7	-4,30	0,228		-1,11	-0,71	0,995	-1,02
Supinación	FT5	FT6	33,14	0,000	**	0,44	4,71	0,877	-0,66
		FT7	31,37	0,000	**	-0,32	10,14	0,317	-0,25
		FT8	22,01	0,000	**	-0,29	9,57	0,486	-1,40
	FT6	FT5	-33,14	0,000	**	-0,44	-4,71	0,877	0,66
		FT7	-1,77	0,974		-0,64	5,43	0,787	0,54
		FT8	-11,13	0,096		-0,75	4,86	0,885	-1,79
	FT7	FT5	-31,37	0,000	**	0,32	-10,14	0,317	0,25
		FT6	1,77	0,974		0,64	-5,43	0,787	-0,54
		FT8	-9,36	0,165		-0,37	-0,58	1,000	0,29
	FT8	FT5	-22,01	0,000	**	0,29	-9,57	0,486	1,40
		FT6	11,13	0,096		0,75	-4,86	0,885	1,79
		FT7	9,36	0,165		-0,37	0,58	1,000	0,29
Pronación	FT5	FT6	15,75	0,000	**	1,18	-5,38	0,685	1,20
		FT7	22,65	0,000	**	0,12	-7,18	0,394	0,92
		FT8	5,68	0,331		-0,21	-2,93	0,942	0,65
	FT6	FT5	-15,75	0,000	**	-1,18	5,38	0,685	-1,20
		FT7	6,90	0,088		-0,54	-1,80	0,978	-0,22
		FT8	-10,07	0,016	*	-0,75	2,45	0,964	-2,35
	FT7	FT5	-22,65	0,000	**	-0,12	7,18	0,394	-0,92
		FT6	-6,90	0,088		0,54	1,80	0,978	0,22
		FT8	-16,97	0,000	**	0,00	4,25	0,817	0,35
	FT8	FT5	-5,68	0,331		0,21	2,93	0,942	-0,65
		FT6	10,07	0,016	*	0,75	-2,45	0,964	2,35
		FT7	16,97	0,000	**	0,00	-4,25	0,817	0,35

** p < 0,01; *p < 0,05; d_g : tamaño del efecto

6.1.2. Análisis cinético de la marcha

En las Tablas 9 y 10 se presentan los resultados descriptivos e inferenciales de la cinética de la marcha (fuerza y tiempo de la pisada), mostrando aquellas diferencias entre los lados ND y D.

6.1.2.1. Picos de fuerza en la pisada

La prueba *t* de muestras relacionadas muestra diferencias significativas entre los lados D y ND en un total de 8 variables ($p < 0,01$): 3 en la clase FT5, 1 en la clase FT6, y 2 en las clases FT7 y FT8 (Tabla 9).

Los participantes de la clase FT5 muestran un mayor pico de fuerza en el eje medio-lateral de su extremidad inferior D, ejerciendo además una mayor fuerza en el eje vertical durante la fase de frenado y una mayor fuerza en el eje antero-posterior durante el impulso con la extremidad inferior ND. Por su parte, en la clase FT6 se encuentran valores de fuerza superiores por parte de la extremidad inferior D en la fase de valle en el eje vertical. Los participantes de la clase FT7 muestran un mayor pico de fuerza en el eje medio-lateral con la extremidad inferior D, y una mayor fuerza en el eje vertical durante la fase de valle con la extremidad inferior ND. Y en lo que respecta a la clase FT8, encontramos un mayor pico máximo de fuerza en el eje antero-posterior con la extremidad inferior D durante la fase de frenado, siendo superior para la ND en el eje antero-posterior durante la fase de impulso.

Tabla 9. Picos de fuerza de pisada durante la marcha.

		Magnitud de la pisada				t (sig)
		No dominante		Dominante		
		M	DT	M	DT	
FT5 (n=12)	E.V.Frenado	1,42 ± 0,15		1,33 ± 0,16		-1,662 **
	E.V.Valle	0,46 ± 0,13		0,50 ± 0,09		1,457
	E.V.Impulso	1,06 ± 0,06		1,10 ± 0,12		0,958
	E.A.Frenado	-29,80 ± 15,03		-25,70 ± 8,56		1,657
	E.A.Impulso	22,57 ± 13,17		22,55 ± 7,27		-0,008 **
	E.M.Maximo	-22,65 ± 10,80		-22,94 ± 8,48		-0,155 **
FT6 (n=8)	E.V.Frenado	1,51 ± 2,86		1,64 ± 0,34		1,156
	E.V.Valle	0,52 ± 0,139		0,51 ± 0,14		0,006 **
	E.V.Impulso	1,00 ± 1,00		1,12 ± 1,12		1,040

	E.A.Frenado	-31,79 ± -31,79	-31,53 ± -31,53	0,110
	E.A.Impulso	22,82 ± 22,82	28,22 ± 28,22	1,242
	E.M.Maximo	-19,87 ± -19,87	-16,80 ± -16,80	2,041
FT7 (n=17)	E.V.Frenado	1,04 ± 0,35	1,22 ± 0,16	2,066
	E.V.Valle	0,62 ± 0,13	0,62 ± 0,08	-0,043 **
	E.V.Impulso	0,98 ± 0,26	1,10 ± 0,15	3,216
	E.A.Frenado	-27,92 ± 12,93	-26,15 ± 7,58	0,637
	E.A.Impulso	25,99 ± 7,35	31,04 ± 9,97	2,854
	E.M.Maximo	-13,65 ± 5,34	-16,22 ± 4,47	-3,582 **
FT8 (n=7)	E.V.Frenado	0,94 ± 0,41	1,11 ± 0,09	0,985
	E.V.Valle	0,63 ± 0,28	0,69 ± 0,08	0,708
	E.V.Impulso	0,96 ± 0,50	1,11 ± 0,14	0,816
	E.A.Frenado	-20,61 ± 4,42	-21,86 ± 8,26	-0,515 **
	E.A.Impulso	30,33 ± 9,67	29,33 ± 4,23	-0,385 **
	E.M.Maximo	-15,00 ± 2,85	-14,27 ± 3,07	0,905
Total (n=44)	E.V.Frenado	1,23 ± 0,30	1,32 ± 0,18	0,636
	E.V.Valle	0,55 ± 0,17	0,58 ± 0,10	0,532
	E.V.Impulso	1,00 ± 0,28	1,11 ± 0,13	1,507
	E.A.Frenado	-27,53 ± 10,42	-26,31 ± 7,81	0,472
	E.A.Impulso	25,43 ± 9,66	27,78 ± 8,33	0,926
	E.M.Maximo	-17,79 ± 6,16	-17,56 ± 5,40	-0,212 **

E.V: Eje vertical; E.A: Eje anteroposterior; E.M: Eje medio-lateral; * p < 0,05; ** p < 0,01

6.1.2.2. Tiempos de fuerza durante la pisada

Para las variables cinéticas relacionadas con el tiempo de pisada durante la marcha, se han encontrado diferencias significativas en 8 variables ($p < 0,01$). Siete de estas diferencias entre los lados D y ND se encontraron en los participantes de la clase FT8, con mayores tiempos de contacto con el lado ND. La otra diferencia hallada pertenece a la clase FT5, concretamente en el eje vertical y en el momento en el que se ejerce un apoyo plantar completo -valle- con la extremidad inferior D (Tabla 10).

Tabla 10. Picos de tiempo de pisada durante la marcha.

		Tiempo de la pisada				t (sig)
		No dominante		Dominante		
		M	DT	M	DT	
FT5 (n=12)	E.V.Frenado	0,10 ± 0,04		0,13 ± 0,02		2,013
	E.V.Valle	0,28 ± 0,04		0,28 ± 0,04		-0,120 **
	E.V.Impulso	0,43 ± 0,03		0,44 ± 0,02		0,893
	E.A.Frenado	0,08 ± 0,02		0,09 ± 0,01		1,488
	E.A.Impulso	0,23 ± 0,05		0,24 ± 0,05		0,395
	E.M.Maximo	0,48 ± 0,04		0,49 ± 0,01		0,658
FT6 (n=8)	E.V.Frenado	0,07 ± 0,06		0,10 ± 0,03		1,325
	E.V.Valle	0,22 ± 0,08		0,24 ± 0,07		0,496
	E.V.Impulso	0,36 ± 0,13		0,42 ± 0,11		1,201
	E.A.Frenado	0,05 ± 0,03		0,06 ± 0,03		1,180
	E.A.Impulso	0,19 ± 0,06		0,21 ± 0,05		0,876
	E.M.Maximo	0,47 ± 0,07		0,49 ± 0,09		0,670
FT7 (n=17)	E.V.Frenado	0,12 ± 0,05		0,15 ± 0,02		2,173
	E.V.Valle	0,28 ± 0,05		0,32 ± 0,05		2,108
	E.V.Impulso	0,49 ± 0,04		0,51 ± 0,05		0,827
	E.A.Frenado	0,08 ± 0,03		0,11 ± 0,03		3,027
	E.A.Impulso	0,26 ± 0,07		0,28 ± 0,05		0,827
	E.M.Maximo	0,56 ± 0,05		0,59 ± 0,04		1,513
FT8 (n=7)	E.V.Frenado	0,15 ± 0,03		0,14 ± 0,03		-1,356 **
	E.V.Valle	0,72 ± 1,13		0,27 ± 0,04		-1,004 **
	E.V.Impulso	0,51 ± 0,06		0,47 ± 0,04		-1,651 **
	E.A.Frenado	0,10 ± 0,02		0,09 ± 0,02		-0,415 **
	E.A.Impulso	0,28 ± 0,07		0,27 ± 0,03		-0,439 **
	E.M.Maximo	0,54 ± 0,04		0,54 ± 0,04		-0,034 **
Total (n=44)	E.V.Frenado	0,11 ± 0,04		0,13 ± 0,02		1,039
	E.V.Valle	0,37 ± 0,33		0,28 ± 0,05		0,370
	E.V.Impulso	0,45 ± 0,06		0,46 ± 0,05		0,317
	E.A.Frenado	0,08 ± 0,03		0,09 ± 0,02		1,320
	E.A.Impulso	0,24 ± 0,06		0,25 ± 0,05		0,415
	E.M.Maximo	0,51 ± 0,05		0,53 ± 0,05		0,716

E.V: Eje vertical; E.A: Eje anteroposterior; E.M: Eje medio-lateral; * p < 0,05; ** p < 0,01

6.1.2.3. Diferencias entre perfiles funcionales en las variables cinéticas de la marcha

La Tabla 11 muestra las diferencias obtenidas en el ANOVA para el factor perfil funcional, con un mayor de diferencias significativas para el tiempo de pisada durante la marcha.

Tabla 11. Diferencias entre perfiles funcionales en los picos de fuerza y tiempo de pisada durante la marcha, en los lados D y ND.

		No Dominante				Dominante			
		gl	F	Sig.	η_p^2	gl	F	Sig.	η_p^2
Magnitud de la pisada	E.V. frenado	(3,47)	9,16	0,001 **	0,37	(3,47)	13,33	0,001 **	0,28
	E.V. valle	(3,47)	5,78	0,002 **	0,27	(3,47)	5,24	0,003 **	0,08
	E.V. impulso	(3,47)	0,35	0,791	0,02	(3,47)	0,10	0,962	0,38
	E.A. frenado	(3,47)	2,11	0,110	0,11	(3,47)	3,43	0,024 *	0,28
	E.A. impulso	(3,47)	1,09	0,361	0,06	(3,47)	2,87	0,046 *	0,42
	E.M.maximo	(3,47)	6,44	0,001 **	0,27	(3,47)	1,75	0,170	0,30
Tiempo de la pisada	E.V. frenado	(3,47)	6,63	0,001 **	0,47	(3,47)	5,69	0,002 **	0,25
	E.V. valle	(3,47)	1,49	0,227	0,26	(3,47)	7,24	0,001 **	0,30
	E.V. impulso	(3,47)	10,64	0,001 **	0,01	(3,47)	6,55	0,001 **	0,28
	E.A. frenado	(3,47)	6,67	0,001 **	0,17	(3,47)	10,22	0,001 **	0,38
	E.A. impulso	(3,47)	12,45	0,001 **	0,15	(3,47)	13,68	0,001 **	0,45
	E.M.maximo	(3,47)	7,35	0,001 **	0,09	(3,47)	9,42	0,001 **	0,36

E.V: Eje vertical; E.A: Eje anteroposterior; E.M: Eje medio-lateral; gl: grados de libertad; η_p^2 : tamaño del efecto; * $p < 0,05$; ** $p < 0,01$

Por su parte, la Tabla 12 muestra las diferencias obtenidas de la comparación por pares para la magnitud de la pisada durante la marcha. Es en el eje vertical, concretamente para el frenado y el valle, donde encontramos un mayor número de diferencias significativas; además de en el eje mediolateral entre el grupo FT5 con respecto al FT7 y FT8, en el lado no dominante.

Tabla 12. Comparaciones por pares de las diferencias entre perfiles funcionales en la magnitud de la pisada durante la marcha, tanto para los lados D como ND.

	(I)	(J)	No Dominante			Dominante		
			(I-J)	Sig.	d _g	(I-J)	Sig.	d _g
E.V. Frenado	FT5	FT6	-0,08	0,931	0,85	-0,32	0,001 **	-0,23
		FT7	0,40	0,003 **	2,11	0,07	0,726	1,43
		FT8	0,41	0,005 **	2,77	0,20	0,117	2,57
	FT6	FT5	0,08	0,931	-0,85	0,32	0,001 **	0,23
		FT7	0,48	0,002 **	1,13	0,39	0,001 **	2,75
		FT8	0,49	0,003 **	1,27	0,52	0,001 **	3,20
	FT7	FT5	-0,40	0,003 **	-2,11	-0,07	0,726	-1,43
		FT6	-0,48	0,002 **	-1,13	-0,39	0,001 **	-2,75
		FT8	0,01	1,000	1,15	0,13	0,403	1,64
	FT8	FT5	-0,41	0,005 **	-2,77	-0,20	0,117	-2,57
		FT6	-0,49	0,003 **	1,27	-0,52	0,001 **	3,20
		FT7	-0,01	1,000	-1,15	-0,13	0,403	-1,64
E.V. Valle	FT5	FT6	-0,07	0,782	0,48	0,03	0,926	0,81
		FT7	-0,17	0,021 *	-0,39	-0,07	0,309	-0,56
		FT8	-0,23	0,002 **	0,15	-0,17	0,014 *	-0,93
	FT6	FT5	0,07	0,782	-0,48	-0,03	0,926	-0,81
		FT7	-0,11	0,390	0,14	-0,10	0,118	-0,15
		FT8	-0,17	0,095	0,55	-0,19	0,005 **	-0,30
	FT7	FT5	0,17	0,021 *	0,39	0,07	0,309	0,56
		FT6	0,11	0,390	-0,14	0,10	0,118	0,15
		FT8	-0,06	0,723	0,83	-0,10	0,228	0,62
	FT8	FT5	0,23	0,002 **	-0,15	0,17	0,014 *	0,93
		FT6	0,17	0,095	-0,55	0,19	0,005 **	0,30
		FT7	0,06	0,723	-0,83	0,10	0,228	-0,62
E.V. Impulso	FT5	FT6	0,07	0,946	0,99	-0,03	0,962	0,87
		FT7	0,09	0,820	1,13	-0,01	0,995	0,74
		FT8	0,01	1,000	1,26	-0,02	0,979	0,86
	FT6	FT5	-0,07	0,946	-0,99	0,03	0,962	-0,87
		FT7	0,02	0,998	0,87	0,01	0,991	0,87
		FT8	-0,06	0,964	1,06	0,00	1,000	1,03
	FT7	FT5	-0,09	0,82	-1,13	0,01	0,995	-0,74
		FT6	-0,02	0,998	-0,87	-0,01	0,991	-0,87
		FT8	-0,08	0,862	0,94	-0,01	0,996	0,81
	FT8	FT5	-0,01	1,000	-1,26	0,02	0,979	-0,86
		FT6	0,06	0,964	-1,06	0,00	1,000	-1,03

		FT7	0,08	0,862	-0,94	0,01	0,996	-0,81
E.A. Frenado	FT5	FT6	-0,09	1,000	0,98	7,53	0,066	1,17
		FT7	-3,97	0,798	0,61	2,35	0,838	0,79
		FT8	-10,11	0,141	0,25	-2,41	0,912	0,51
	FT6	FT5	0,09	1,000	-0,98	-7,53	0,066	-1,17
		FT7	-3,88	0,809	0,66	-5,19	0,234	0,56
		FT8	-10,02	0,147	0,58	-9,95	0,038 *	0,64
	FT7	FT5	3,97	0,798	-0,61	-2,35	0,838	-0,79
		FT6	3,88	0,809	-0,66	5,19	0,234	-0,56
		FT8	-6,14	0,497	0,27	-4,76	0,520	0,36
	FT8	FT5	10,11	0,141	-0,25	2,41	0,912	-0,51
		FT6	10,02	0,147	-0,58	9,95	0,038 *	-0,64
	FT7	6,14	0,497	-0,27	4,76	0,520	-0,36	
E.A. Impulso	FT5	FT6	1,42	0,982	0,88	-5,97	0,33	0,61
		FT7	-1,75	0,961	0,42	-9,69	0,026 *	-0,14
		FT8	-5,10	0,543	0,34	-6,93	0,387	-0,03
	FT6	FT5	-1,42	0,982	-0,88	5,97	0,330	-0,61
		FT7	-3,17	0,813	0,62	-3,71	0,652	0,69
		FT8	-6,52	0,328	0,63	-0,96	0,996	0,96
	FT7	FT5	1,75	0,961	-0,42	9,69	0,026 *	0,14
		FT6	3,17	0,813	-0,62	3,71	0,652	-0,69
		FT8	-3,36	0,785	0,37	2,75	0,906	1,07
	FT8	FT5	5,10	0,543	-0,34	6,93	0,387	0,03
		FT6	6,52	0,328	-0,63	0,96	0,996	-0,96
	FT7	3,36	0,785	-0,37	-2,75	0,906	-1,07	
E.M. Máximo	FT5	FT6	-5,41	0,314	0,72	-3,12	0,635	0,43
		FT7	-11,64	0,001 **	-0,30	-4,62	0,259	-0,23
		FT8	-10,77	0,006 **	0,15	-6,57	0,191	-0,16
	FT6	FT5	5,41	0,314	-0,72	3,12	0,635	-0,43
		FT7	-6,23	0,157	0,34	-1,50	0,922	0,78
		FT8	-5,36	0,323	0,71	-3,45	0,697	0,83
	FT7	FT5	11,64	0,001 **	0,30	4,62	0,259	0,23
		FT6	6,23	0,157	-0,34	1,50	0,922	-0,78
		FT8	0,87	0,991	1,16	-1,95	0,919	0,43
	FT8	FT5	10,77	0,006 **	-0,15	6,57	0,191	0,16
		FT6	5,36	0,323	-0,71	3,45	0,697	-0,83
	FT7	-0,87	0,991	-1,16	1,95	0,919	-0,43	

E.V: Eje vertical; E.A: Eje anteroposterior; E.M: Eje medio-lateral; * p < 0,05; ** p < 0,01; d_g : tamaño del efecto

Con respecto al tiempo de pisada (Tabla 13), encontramos diferencias entre grupos para el frenado en el eje vertical, el impulso en el eje antero-posterior y en el eje medio-lateral.

Tabla 13. Comparaciones por pares de las diferencias entre perfiles funcionales en el tiempo de pisada durante la marcha, tanto para los lados D como ND.

	No Dominante					Dominante				
	(I)	(J)	(I-J)	Sig.	d _g	(I-J)	Sig.	d _g		
E.V. Frenado	FT5	FT6	0,03	0,236	1,50	0,04	0,017	*	2,15	
		FT7	-0,01	0,895	0,33	-0,01	0,965		-0,19	
		FT8	-0,04	0,073	-0,27	0,00	0,999		0,54	
	FT6	FT5	-0,03	0,236	-1,50	-0,04	0,017	*	-2,15	
		FT7	-0,04	0,041	*	-0,03	-0,05	0,002	**	-1,03
		FT8	-0,07	0,001	**	-0,38	-0,04	0,089		-0,13
	FT7	FT5	0,01	0,895	-0,33	0,01	0,965		0,19	
		FT6	0,04	0,041	*	0,03	0,05	0,002	**	1,03
		FT8	-0,03	0,221	0,26	0,01	0,949		1,31	
	FT8	FT5	0,04	0,073	0,27	0,00	0,999		-0,54	
		FT6	0,07	0,001	**	0,38	0,04	0,089		0,13
		FT7	0,03	0,221	-0,26	-0,01	0,949		-1,31	
E.V. Valle	FT5	FT6	0,06	0,978	1,92	0,05	0,059		1,64	
		FT7	0,00	1,000	0,74	-0,03	0,329		-0,07	
		FT8	-0,24	0,424	0,33	0,02	0,923		1,17	
	FT6	FT5	-0,06	0,978	-1,92	-0,05	0,059		-1,64	
		FT7	-0,06	0,979	-0,07	-0,09	0,001	**	-0,43	
		FT8	-0,30	0,226	0,43	-0,04	0,445		0,55	
	FT7	FT5	0,00	1,000	-0,74	0,03	0,329		0,07	
		FT6	0,06	0,979	0,07	0,09	0,001	**	0,43	
		FT8	-0,25	0,351	0,19	0,05	0,182		0,62	
	FT8	FT5	0,24	0,424	-0,33	-0,02	0,923		-1,17	
		FT6	0,30	0,226	-0,43	0,04	0,445		-0,55	
		FT7	0,25	0,351	-0,19	-0,05	0,182		-0,62	
E.V. Impulso	FT5	FT6	0,07	0,057	1,73	0,03	0,658		1,17	
		FT7	-0,06	0,168	-0,76	-0,07	0,029	*	-0,82	
		FT8	-0,07	0,110	-0,67	-0,03	0,816		-0,01	
	FT6	FT5	-0,07	0,057	-1,73	-0,03	0,658		-1,17	

		FT7	-0,13	0,001	**	-0,63	-0,09	0,001	**	-0,28
		FT8	-0,14	0,001	**	-0,22	-0,05	0,260		0,48
	FT7	FT5	0,06	0,168		0,76	0,07	0,029	*	0,82
		FT6	0,13	0,001	**	0,63	0,09	0,001	**	0,28
		FT8	-0,01	0,984		0,47	0,04	0,502		1,73
	FT8	FT5	0,07	0,110		0,67	0,03	0,816		0,01
		FT6	0,14	0,001	**	0,22	0,05	0,260		-0,48
		FT7	0,01	0,984		-0,47	-0,04	0,502		-1,73
<hr/>										
E.A. Frenado	FT5	FT6	0,03	0,081		2,15	0,02	0,382		2,42
		FT7	0,00	0,992		0,74	-0,03	0,006	**	-0,04
		FT8	-0,02	0,208		0,03	-0,01	0,810		0,93
	FT6	FT5	-0,03	0,081		-2,15	-0,02	0,382		-2,42
		FT7	-0,03	0,028	*	-0,08	-0,05	0,001	**	-0,65
		FT8	-0,05	0,001	**	-0,59	-0,03	0,125		0,00
	FT7	FT5	0,00	0,992		-0,74	0,03	0,006	**	0,04
		FT6	0,03	0,028	*	0,08	0,05	0,001	**	0,65
		FT8	-0,02	0,272		0,26	0,02	0,253		1,54
	FT8	FT5	0,02	0,208		-0,03	0,01	0,810		-0,93
		FT6	0,05	0,001	**	0,59	0,03	0,125		0,00
		FT7	0,02	0,272		-0,26	-0,02	0,253		-1,54
<hr/>										
E.A. Impulso	FT5	FT6	0,01	0,957		1,63	-0,01	0,994		1,49
		FT7	-0,08	0,001	**	0,28	-0,10	0,001	**	-0,01
		FT8	-0,06	0,014	*	0,15	-0,05	0,142		0,31
	FT6	FT5	-0,01	0,957		-1,63	0,01	0,994		-1,49
		FT7	-0,09	0,001	**	-0,12	-0,10	0,001	**	-0,43
		FT8	-0,07	0,003	**	-0,18	-0,05	0,195		-0,21
	FT7	FT5	0,08	0,001	**	-0,28	0,10	0,001	**	0,01
		FT6	0,09	0,001	**	0,12	0,10	0,001	**	0,43
		FT8	0,02	0,586		0,61	0,05	0,169		1,09
	FT8	FT5	0,06	0,014	*	-0,15	0,05	0,142		-0,31
		FT6	0,07	0,003	**	0,18	0,05	0,195		0,21
		FT7	-0,02	0,586		-0,61	-0,05	0,169		-1,09
<hr/>										
E.M. Máximo	FT5	FT6	0,04	0,256		1,07	0,04	0,112		0,89
		FT7	-0,03	0,504		-0,82	-0,04	0,072		-1,99
		FT8	-0,06	0,059		-0,39	-0,03	0,535		-0,78
	FT6	FT5	-0,04	0,256		-1,07	-0,04	0,112		-0,89
		FT7	-0,08	0,007	**	-0,58	-0,08	0,001	**	-0,66
		FT8	-0,11	0,001	**	-0,03	-0,07	0,01		0,39
	FT7	FT5	0,03	0,504		0,82	0,04	0,072		1,99
		FT6	0,08	0,007	**	0,58	0,08	0,001	**	0,66

	FT8	-0,03	0,538		1,29	0,01	0,931	2,16
FT8	FT5	0,06	0,059		0,39	0,03	0,535	0,78
	FT6	0,11	0,001	**	0,03	0,07	0,010	-0,39
	FT7	0,03	0,538		-1,29	-0,01	0,931	-2,16

E.V: Eje vertical; E.A: Eje anteroposterior; E.M: Eje mediolateral; * $p < 0,05$; ** $p < 0,01$; d_g : tamaño del efecto

6.2. La Carrera

6.2.1. Análisis cinemático

6.2.1.1. Ángulos máximos en cadera, rodilla y tobillo

En las Tablas 14, 15 y 16, se muestran los resultados descriptivos e inferenciales del análisis de la carrera, para cada una de las variables de estudio de acuerdo a la lateralidad (ND y D). La prueba t de muestras relacionadas revela que existen diferencias significativas ($p < 0,01$) entre D y ND en un total de 31 variables, 3 más que las encontradas para la marcha, y con la siguiente distribución: 13 para la clase FT5, 6 para la FT6, 3 para la FT7 y 9 para la FT8.

En el análisis de la cadera (Tabla 14) podemos destacar un mayor grado de rotación externa en la extremidad inferior ND en la clase FT5, de rotación interna en la extremidad inferior ND en la clase FT7, así como diferentes diferencias a favor del lado D en la clase FT8.

En lo que respecta a la rodilla (Tabla 15), los cuatro grupos presentan diferencias significativas en la aducción, con valores inferiores para la extremidad inferior D. El que mayor aducción desarrolla durante la carrera es el grupo FT5 (entre $-18,08^\circ$ y $-13,50^\circ$), mientras que el que menos aducción presenta es la clase FT6 (entre $-2,67^\circ$ y $-1,36^\circ$). Cabe indicar que la clase FT5 es la que presenta diferencias en todas las variables analizadas para esta articulación, con valores superiores para la extremidad inferior D. En la línea de los resultados obtenidos para la cadera, cabe destacar aquí la mayor aducción en la extremidad inferior ND en la clase FT7.

Y en lo que respecta al tobillo (Tabla 16), la clase FT5 es nuevamente la que presenta diferencias en todos ángulos analizados para esta articulación. La aducción de tobillo muestra además diferencias entre lados D y ND en el resto de clases, con ángulos más bajos en la extremidad inferior D.

Tabla 14. Ángulos máximos (en grados) de la cadera en la carrera comparando los lados D y ND.

		No Dominante		Dominante		t(sig)
		M	DT	M	DT	
FT5 (n=20)	Flexión	62,60 ± 4,09		61,11 ± 2,83		1,44
	Extensión	12,91 ± 6,61		8,65 ± 2,06		3,71
	Abducción	4,04 ± 5,02		3,12 ± 3,61		0,66
	Aducción	-9,76 ± 5,59		-15,00 ± 4,34		4,73
	Rotación externa	9,87 ± 18,16		12,81 ± 11,35		-0,66 **
	Rotación interna	-13,28 ± 8,57		-25,23 ± 18,32		3,71
FT6 (n=20)	Flexión	63,48 ± 4,74		58,52 ± 5,60		3,55
	Extensión	8,86 ± 20,97		10,14 ± 12,88		-0,62 **
	Abducción	9,92 ± 4,20		9,72 ± 6,05		0,22
	Aducción	-9,59 ± 3,56		-9,49 ± 4,77		-0,10 **
	Rotación externa	34,73 ± 15,21		21,83 ± 9,77		4,93
	Rotación interna	-3,47 ± 17,10		-6,75 ± 18,92		0,59
FT7 (n=20)	Flexión	54,18 ± 8,31		52,37 ± 6,67		1,77
	Extensión	6,78 ± 9,19		1,46 ± 8,38		6,41
	Abducción	9,39 ± 6,13		4,97 ± 6,21		2,64
	Aducción	-9,33 ± 2,13		-11,16 ± 8,22		0,88
	Rotación externa	28,51 ± 21,68		15,03 ± 39,82		1,21
	Rotación interna	-10,86 ± 24,79		-4,84 ± 35,70		-0,64 **
FT8 (n=9)	Flexión	37,56 ± 4,28		42,73 ± 6,54		-4,23 **
	Extensión	-0,70 ± 9,97		2,99 ± 10,63		-1,95 **
	Abducción	1,95 ± 2,05		7,49 ± 2,55		-5,12 **
	Aducción	-9,38 ± 1,27		-5,48 ± 0,95		-7,45 **
	Rotación externa	-1,23 ± 13,83		-1,82 ± 3,14		0,17
	Rotación interna	-19,72 ± 10,76		-10,27 ± 1,81		-3,04 **
Total (n=69)	Flexión	54,46 ± 5,35		53,68 ± 5,41		0,63
	Extensión	6,96 ± 11,69		5,81 ± 8,49		1,89
	Abducción	6,33 ± 4,35		6,33 ± 4,61		-0,40 **
	Aducción	-9,52 ± 3,14		-10,28 ± 4,57		-0,48 **
	Rotación externa	17,97 ± 17,22		11,96 ± 16,02		1,41
	Rotación interna	-11,83 ± 15,31		-11,77 ± 18,69		0,16

M: Media; DT: Desviación Típica; * p < 0,05; ** p < 0,01

Tabla 15. Ángulos máximos (en grados) de la rodilla en la carrera comparando los lados D y ND.

		No Dominante		Dominante		t(sig)
		M	DT	M	DT	
FT5 (n=20)	Flexión	73,76 ±	10,13	75,83 ±	7,98	-1,49 **
	Extensión	20,58 ±	2,59	23,64 ±	2,93	-3,44 **
	Abducción	6,92 ±	10,24	10,76 ±	4,84	-1,58 **
	Aducción	-18,08 ±	6,01	-13,50 ±	6,25	-4,32 **
	Rotación externa	5,92 ±	20,03	21,71 ±	52,79	-1,45 **
	Rotación interna	-17,55 ±	24,18	-16,94 ±	51,39	-0,05 **
FT6 (n=20)	Flexión	86,35 ±	16,58	82,18 ±	6,30	1,19
	Extensión	11,13 ±	8,40	6,60 ±	4,48	2,19
	Abducción	29,24 ±	11,03	19,74 ±	6,12	5,17
	Aducción	-2,67 ±	10,73	-1,36 ±	8,88	-0,43 **
	Rotación externa	17,42 ±	20,92	12,22 ±	12,41	1,21
	Rotación interna	-34,26 ±	23,66	-30,38 ±	10,64	-0,66 **
FT7 (n=20)	Flexión	85,85 ±	14,91	81,78 ±	25,59	1,00
	Extensión	19,97 ±	3,10	15,44 ±	22,46	0,87
	Abducción	23,56 ±	15,35	12,38 ±	11,70	2,58
	Aducción	-8,38 ±	13,41	-4,38 ±	10,74	-1,02 **
	Rotación externa	35,56 ±	26,20	5,91 ±	19,21	4,50
	Rotación interna	-21,61 ±	16,65	-24,18 ±	17,63	0,57
FT8 (n=9)	Flexión	82,20 ±	8,86	80,06 ±	14,96	0,30
	Extensión	15,66 ±	3,45	15,35 ±	5,66	0,29
	Abducción	6,91 ±	8,11	3,46 ±	1,91	1,62
	Aducción	-8,21 ±	9,21	-6,27 ±	2,73	-0,74 **
	Rotación externa	21,96 ±	2,05	18,38 ±	1,91	5,84
	Rotación interna	-10,11 ±	8,57	-2,94 ±	1,40	-2,84 **
Total (n=69)	Flexión	82,04 ±	12,62	79,96 ±	13,71	0,25
	Extensión	16,84 ±	4,39	15,26 ±	8,88	-0,02 **
	Abducción	16,66 ±	11,18	11,59 ±	6,15	1,95
	Aducción	-9,34 ±	9,84	-6,38 ±	7,15	-1,63 **
	Rotación externa	20,21 ±	17,30	14,55 ±	21,58	2,53
	Rotación interna	-20,88 ±	18,27	-18,61 ±	20,27	-0,75 **

M: Media; DT: Desviación Típica; * p < 0,05; ** p < 0,01

Tabla 16. Ángulos máximos (en grados) del tobillo en la carrera comparando los lados D y ND.

		No Dominante		Dominante		t(sig)
		M	DT	M	DT	
FT5 (n=20)	Flexión	34,95 ±	9,08	59,74 ±	33,33	-1,49 **
	Extensión	-14,10 ±	30,40	-7,90 ±	17,20	-3,44 **
	Abducción	-2,50 ±	4,39	8,99 ±	17,85	-1,58 **
	Aducción	-17,05 ±	11,34	-17,28 ±	20,57	-4,32 **
	Supinación	38,78 ±	13,35	30,31 ±	46,12	-1,45 **
	Pronación	1,08 ±	14,66	-15,64 ±	35,53	-0,05 **
FT6 (n=20)	Flexión	33,05 ±	17,52	29,75 ±	10,55	1,19
	Extensión	-42,34 ±	63,48	-27,11 ±	6,18	2,19
	Abducción	11,54 ±	10,84	6,90 ±	3,94	5,19
	Aducción	-9,83 ±	19,30	-5,93 ±	3,69	-0,43 **
	Supinación	22,56 ±	15,59	21,36 ±	13,01	1,21
	Pronación	-34,20 ±	13,64	-27,67 ±	11,67	-0,66 **
FT7 (n=20)	Flexión	38,24 ±	23,34	34,65 ±	6,71	1,00
	Extensión	-17,73 ±	27,96	-18,16 ±	16,95	0,87
	Abducción	16,68 ±	8,59	8,97 ±	13,70	2,58
	Aducción	-5,92 ±	7,04	-2,21 ±	9,31	-1,02 **
	Supinación	17,60 ±	16,15	7,13 ±	15,23	4,50
	Pronación	-42,02 ±	15,04	-23,26 ±	10,01	0,57
FT8 (n=9)	Flexión	29,13 ±	6,11	30,99 ±	3,07	0,30
	Extensión	-12,17 ±	9,43	-11,48 ±	6,50	0,29
	Abducción	5,74 ±	1,86	8,73 ±	1,64	1,62
	Aducción	-9,76 ±	2,01	-2,87 ±	1,24	-0,74 **
	Supinación	24,91 ±	4,69	5,87 ±	3,95	5,84
	Pronación	-19,35 ±	4,48	-27,53 ±	4,98	-2,84 **
Total (n=69)	Flexión	33,84 ±	14,01	38,78 ±	13,42	0,25
	Extensión	-21,58 ±	32,82	-16,16 ±	11,71	-0,02 **
	Abducción	7,86 ±	6,42	8,40 ±	9,28	1,95
	Aducción	-10,64 ±	9,92	-7,07 ±	8,70	-1,63 **
	Supinación	25,97 ±	12,45	16,17 ±	19,58	2,53
	Pronación	-23,62 ±	11,95	-23,53 ±	15,55	-0,75 **

M: Media; DT: Desviación Típica; * p < 0,05; ** p < 0,01

6.2.1.2. Diferencias entre perfiles funcionales en la cinemática de la carrera

La Tabla 17 muestra que existen diferencias significativas entre grupos en la mayoría de los movimientos anatómicos analizados de la cadera, rodilla y tobillo, tanto en el lado dominante como no dominante.

Tabla 17. Diferencias entre perfiles funcionales en los diferentes movimientos de la cadera, rodilla y tobillo durante la carrera, en los lados D y ND.

		No Dominante				Dominante			
		gl	F	Sig.	η_p^2	gl	F	Sig.	η_p^2
Cadera	Flexión	(3, 65)	49,40	0,000 **	0,70	(3, 65)	27,72	0,000 **	0,56
	Extensión	(3, 65)	2,26	0,090	0,09	(3, 65)	3,85	0,013 *	0,15
	Abducción	(3, 65)	9,56	0,000 **	0,31	(3, 65)	6,04	0,001 **	0,22
	Aducción	(3, 65)	0,05	0,985	0,00	(3, 65)	6,67	0,001 **	0,24
	Rotación externa	(3, 65)	12,13	0,000 **	0,36	(3, 65)	2,22	0,094	0,09
	Rotación interna	(3, 65)	2,12	0,107	0,09	(3, 65)	2,96	0,039 *	0,12
Rodilla	Flexión	(3, 65)	3,66	0,017 *	0,14	(3, 65)	0,68	0,569	0,03
	Extensión	(3, 65)	14,11	0,000 **	0,39	(3, 65)	6,07	0,001 **	0,22
	Abducción	(3, 65)	15,61	0,000 **	0,42	(3, 65)	10,49	0,000 **	0,33
	Aducción	(3, 65)	7,60	0,000 **	0,26	(3, 65)	7,71	0,000 **	0,26
	Rotación externa	(3, 65)	6,70	0,001 **	0,24	(3, 65)	0,94	0,425	0,04
	Rotación interna	(3, 65)	3,65	0,017 *	0,14	(3, 65)	1,95	0,131	0,08
Tobillo	Flexión	(3, 65)	0,70	0,555	0,03	(3, 65)	10,05	0,000 **	0,32
	Extensión	(3, 65)	2,11	0,108	0,09	(3, 65)	7,14	0,000 **	0,25
	Abducción	(3, 65)	21,54	0,000 **	0,50	(3, 65)	0,13	0,943	0,01
	Aducción	(3, 65)	2,66	0,056	0,11	(3, 65)	5,90	0,001 **	0,21
	Rotación externa	(3, 65)	8,12	0,000 **	0,27	(3, 65)	3,12	0,032 *	0,13
	Rotación interna	(3, 65)	38,28	0,000 **	0,64	(3, 65)	1,29	0,286	0,06

** $p < 0,01$; * $p < 0,05$; gl: grados de libertad; η_p^2 : tamaño del efecto

La Tabla 18 muestra que el mayor número de diferencias bilaterales se hayan en el movimiento de flexión. Donde el grupo FT8 muestras diferencias con el resto de perfiles funcionales. Los movimientos de abducción y rotación externa muestran más diferencias en las comparaciones por pares en la lado no dominante.

Tabla 18. Comparaciones por pares de las diferencias entre perfiles funcionales en los ángulos de cadera durante la carrera, tanto para los lados D como ND

	(I)	(J)	No Dominante		d_g	Dominante		d_g
			(I-J)	Sig.		(I-J)	Sig.	
Flexión	FT5	FT6	-0,88	0,963	0,43	2,59	0,444	1,21
		FT7	8,42	0,001 **	1,94	8,74	0,001 **	2,40
		FT8	25,04	0,001 **	7,61	18,38	0,001 **	5,53
	FT6	FT5	0,88	0,963	-0,43	-2,59	0,444	-1,21
		FT7	9,30	0,001 **	2,04	6,15	0,004 **	1,63
		FT8	25,92	0,001 **	7,11	15,79	0,001 **	3,64
	FT7	FT5	-8,42	0,001 **	-1,94	-8,74	0,001 **	-2,40
		FT6	-9,30	0,001 **	-2,04	-6,15	0,004 **	-1,63
		FT8	16,62	0,001 **	3,18	9,64	0,001 **	2,28
	FT8	FT5	-25,04	0,001 **	-7,61	-18,38	0,001 **	-5,53
FT6		-25,92	0,001 **	-7,11	-15,79	0,001 **	-3,64	
FT7		-16,62	0,001 **	-3,18	-9,64	0,001 **	-2,28	
Extensión	FT5	FT6	4,05	0,773	0,88	-1,49	0,956	0,46
		FT7	6,13	0,472	1,39	7,19	0,073	1,83
		FT8	13,62	0,063	2,61	5,66	0,422	1,73
	FT6	FT5	-4,05	0,773	-0,88	1,49	0,956	-0,46
		FT7	2,09	0,960	0,75	8,68	0,020 *	1,43
		FT8	9,57	0,290	1,30	7,15	0,221	1,37
	FT7	FT5	-6,13	0,472	-1,39	-7,19	0,073	-1,83
		FT6	-2,09	0,960	-0,75	-8,68	0,020 *	-1,43
		FT8	7,48	0,506	1,58	-1,53	0,976	0,62
	FT8	FT5	-13,62	0,063	-2,61	-5,66	0,422	-1,73
		FT6	-9,57	0,290	-1,30	-7,15	0,221	-1,37
		FT7	-7,48	0,506	-1,58	1,53	0,976	-0,62
Abducción	FT5	FT6	-5,88	0,002 **	-0,57	-6,59	0,001 **	-0,61
		FT7	-5,35	0,005 **	-0,28	-1,85	0,669	0,27
		FT8	2,09	0,713	1,26	-4,37	0,160	-0,42

	FT6	FT5	5,88	0,002	**	0,57	6,59	0,001	**	0,61
		FT7	0,53	0,986		0,72	4,74	0,025	*	1,40
		FT8	7,97	0,001	**	3,06	2,22	0,707		1,21
	FT7	FT5	5,35	0,005	**	0,28	1,85	0,669		-0,27
		FT6	-0,53	0,986		-0,72	-4,74	0,025	*	-1,40
		FT8	7,44	0,002	**	2,24	-2,52	0,619		0,34
	FT8	FT5	-2,09	0,713		-1,26	4,37	0,160		0,42
		FT6	-7,97	0,001	**	-3,06	-2,22	0,707		-1,21
		FT7	-7,44	0,002	**	-2,24	2,52	0,619		-0,34
Aducción	FT5	FT6	-0,18	0,999		0,58	-5,51	0,016	*	-0,51
		FT7	-0,43	0,984		0,52	-3,84	0,149		0,06
		FT8	-0,38	0,994		0,71	-9,52	0,001	**	-1,49
	FT6	FT5	0,18	0,999		-0,58	5,51	0,016	*	0,51
		FT7	-0,25	0,997		0,53	1,67	0,788		0,87
		FT8	-0,21	0,999		0,72	-4,02	0,298		-0,14
	FT7	FT5	0,43	0,984		-0,52	3,84	0,149		-0,06
		FT6	0,25	0,997		-0,53	-1,67	0,788		-0,87
		FT8	0,05	1,000		0,81	-5,68	0,069		0,02
	FT8	FT5	0,38	0,994		-0,71	9,52	0,001	**	1,49
		FT6	0,21	0,999		-0,72	4,02	0,298		0,14
		FT7	-0,05	1,000		-0,81	5,68	0,069		-0,02
Rotación externa	FT5	FT6	-24,86	0,001	**	-0,75	-9,02	0,604		-0,19
		FT7	-18,64	0,009	**	-0,26	-2,23	0,990		0,55
		FT8	11,10	0,424		1,44	14,63	0,396		2,35
	FT6	FT5	24,86	0,001	**	0,75	9,02	0,604		0,19
		FT7	6,22	0,697		0,95	6,80	0,787		0,85
		FT8	35,96	0,001	**	3,36	23,65	0,060		3,82
	FT7	FT5	18,64	0,009	**	0,26	2,23	0,990		-0,55
		FT6	-6,22	0,697		-0,95	-6,80	0,787		-0,85
		FT8	29,74	0,001	**	2,35	16,85	0,272		1,29
	FT8	FT5	-11,10	0,424		-1,44	-14,63	0,396		-2,35
		FT6	-35,96	0,001	**	-3,36	-23,65	0,060		-3,82
		FT7	-29,74	0,001	**	-2,35	-16,85	0,272		-1,29
Rotación interna	FT5	FT6	-9,81	0,288		-0,07	-18,48	0,080		-0,32
		FT7	-2,42	0,971		0,49	-20,39	0,044	*	-0,06
		FT8	6,43	0,792		1,48	-14,96	0,413		-0,12
	FT6	FT5	9,81	0,288		0,07	18,48	0,080		0,32
		FT7	7,39	0,536		0,96	-1,91	0,994		0,55
		FT8	16,25	0,101		1,85	3,52	0,983		1,00
	FT7	FT5	2,42	0,971		-0,49	20,39	0,044	*	0,06

	FT6	-7,39	0,536		-0,96	1,91	0,994		-0,55
	FT8	8,86	0,584		1,19	5,44	0,942		0,96
FT8	FT5	-6,43	0,792		-1,48	14,96	0,413		0,12
	FT6	-16,25	0,101		-1,85	-3,52	0,983		-1,00
	FT7	-8,86	0,584		-1,19	-5,44	0,942		-0,96

** p < 0,01; *p < 0,05; d_g : tamaño del efecto

La Tabla 19 muestra cómo, en general, se dan más diferencias entre grupos en el lado no dominante, siendo los movimientos de abducción y aducción los que muestran más diferencias bilaterales.

Tabla 19. Comparaciones por pares de las diferencias entre perfiles funcionales en los ángulos de la rodilla durante la carrera, tanto para los lados D como ND.

	No Dominante					Dominante			
	(I)	(J)	(I-J)	Sig.	d _g	(I-J)	Sig.	d _g	
Flexión	FT5	FT6	-12,59	0,024 *	0,71	-6,36	0,583	-1,31	
		FT7	-12,09	0,032 *	-0,26	-5,95	0,634	-1,43	
		FT8	-8,44	0,417	-0,49	-4,24	0,909	-0,81	
	FT6	FT5	12,59	0,024 *	-0,71	6,36	0,583	1,31	
		FT7	0,50	0,999	-0,46	0,41	1,000	0,79	
		FT8	4,15	0,872	-0,86	2,12	0,987	0,80	
	FT7	FT5	12,09	0,032 *	0,26	5,95	0,634	1,43	
		FT6	-0,50	0,999	0,46	-0,41	1,000	-0,79	
		FT8	3,65	0,909	0,51	1,71	0,993	0,62	
	FT8	FT5	8,44	0,417	0,49	4,24	0,909	0,81	
		FT6	-4,15	0,872	0,86	-2,12	0,987	-0,80	
		FT7	-3,65	0,909	-0,51	-1,71	0,993	-0,62	
Extensión	FT5	FT6	9,45	0,001 **	2,31	17,05	0,001 **	2,95	
		FT7	0,61	0,982	-0,20	8,20	0,180	2,05	
		FT8	4,92	0,095	0,86	8,29	0,367	2,39	
	FT6	FT5	-9,45	0,001 **	-2,31	-17,05	0,001 **	-2,95	
		FT7	-8,84	0,001 **	-1,28	-8,85	0,130	-0,38	
		FT8	-4,53	0,140	-0,98	-8,75	0,319	-0,04	
	FT7	FT5	-0,61	0,982	0,20	-8,20	0,180	-2,05	
		FT6	8,84	0,001 **	1,28	8,85	0,130	0,38	
		FT8	4,30	0,174	1,42	0,10	1,000	0,83	
	FT8	FT5	-4,92	0,095	-0,86	-8,29	0,367	-2,39	
		FT6	4,53	0,140	0,98	8,75	0,319	0,04	

		FT7	-4,30	0,174		-1,42	-0,10	1,000		-0,83
Abducción	FT5	FT6	-22,32	0,001	**	-1,32	-8,98	0,002	**	-1,54
		FT7	-16,64	0,001	**	-0,32	-1,63	0,907		-0,85
		FT8	0,01	1,000		0,67	7,30	0,091		-0,92
	FT6	FT5	22,32	0,001	**	1,32	8,98	0,002	**	1,54
		FT7	5,69	0,442		1,60	7,36	0,017	*	1,07
		FT8	22,33	0,001	**	2,71	16,28	0,001	**	2,22
	FT7	FT5	16,64	0,001	**	0,32	1,63	0,907		0,85
		FT6	-5,69	0,442		-1,60	-7,36	0,017	*	-1,07
		FT8	16,64	0,005	**	1,47	8,92	0,025	*	1,40
	FT8	FT5	-0,01	1,000		-0,67	-7,30	0,091		0,92
FT6		-22,33	0,001	**	-2,71	-16,28	0,001	**	-2,22	
FT7		-16,64	0,005	**	-1,47	-8,92	0,025	*	-1,40	
Aducción	FT5	FT6	-15,41	0,001	**	-3,33	-12,14	0,001	**	-0,93
		FT7	-9,70	0,022	*	-0,44	-9,12	0,005	**	-0,24
		FT8	-9,87	0,092		0,46	-7,24	0,143		0,24
	FT6	FT5	15,41	0,001	**	3,33	12,14	0,001	**	0,93
		FT7	5,71	0,310		1,37	3,02	0,660		0,90
		FT8	5,54	0,546		2,01	4,91	0,461		0,90
	FT7	FT5	9,70	0,022	*	0,44	9,12	0,005	**	0,24
		FT6	-5,71	0,310		-1,37	-3,02	0,660		-0,90
		FT8	-0,17	1,000		1,11	1,88	0,942		1,02
	FT8	FT5	9,87	0,092		-0,46	7,24	0,143		-0,24
FT6		-5,54	0,546		-2,01	-4,91	0,461		-0,90	
FT7		0,17	1,000		-1,11	-1,88	0,942		-1,02	
Rotación externa	FT5	FT6	-11,50	0,321		0,44	9,49	0,770		-0,29
		FT7	-29,64	0,001	**	-0,32	15,81	0,382		-0,25
		FT8	-16,03	0,242		-0,29	3,34	0,993		-1,40
	FT6	FT5	11,50	0,321		-0,44	-9,49	0,770		0,29
		FT7	-18,14	0,041	*	-0,64	6,32	0,918		0,54
		FT8	-4,54	0,950		-0,75	-6,15	0,960		-1,79
	FT7	FT5	29,64	0,001	**	0,32	-15,81	0,382		0,25
		FT6	18,14	0,041	*	0,64	-6,32	0,918		-0,54
		FT8	13,60	0,383		0,37	-12,47	0,751		-0,29
	FT8	FT5	16,03	0,242		0,29	-3,34	0,993		1,40
FT6		4,54	0,950		0,75	6,15	0,960		1,79	
FT7		-13,60	0,383		-0,37	12,47	0,751		0,29	
Rotación interna	FT5	FT6	16,71	0,060		1,18	13,44	0,491		1,20
		FT7	4,06	0,924		0,12	7,24	0,870		0,92
		FT8	-7,43	0,805		-0,21	-14,00	0,651		0,65

FT6	FT5	-16,71	0,060		-1,18	-13,44	0,491		-1,20
	FT7	-12,65	0,221		-0,54	-6,20	0,913		-0,22
	FT8	-24,14	0,024 *		-0,75	-27,44	0,112		-2,35
FT7	FT5	-4,06	0,924		-0,12	-7,24	0,870		-0,92
	FT6	12,65	0,221		0,54	6,20	0,913		0,22
	FT8	-11,49	0,510		0,00	-21,24	0,298		-0,35
FT8	FT5	7,43	0,805		0,21	14,00	0,651		-0,65
	FT6	24,14	0,024 *		0,75	27,44	0,112		2,35
	FT7	11,49	0,510		0,00	21,24	0,298		0,35

** p < 0,01; *p < 0,05; d_g : tamaño del efecto

La Tabla 20 muestra que para los movimientos de flexión y extensión las diferencias se dan el lado dominante, especialmente para con la clase FT5. En los movimientos de abducción y rotación externa, la mayor frecuencia de diferencias se da en el lado no dominante, mientras que para la aducción acontece en el dominante. Finalmente, las diferencias en la rotación externa aparece entre los grupos FT5 y FT7, de forma bilateral.

Tabla 20. Comparaciones por pares de las diferencias entre perfiles funcionales en los ángulos del tobillo durante la carrera, tanto para los lados D como ND.

	No Dominante				Dominante			
	(I)	(J)	(I-J)	Sig.	d _g	(I-J)	Sig.	d _g
Flexión	FT5	FT6	1,89	0,984	0,71	29,99	0,001 **	-1,31
		FT7	-3,29	0,924	-0,26	25,09	0,001 **	-1,43
		FT8	5,81	0,821	-0,49	28,75	0,002 **	-0,81
	FT6	FT5	-1,89	0,984	0,71	-29,99	0,001 **	-1,31
		FT7	-5,19	0,759	-0,46	-4,90	0,852	0,79
		FT8	3,92	0,936	-0,86	-1,24	0,999	0,80
	FT7	FT5	3,29	0,924	-0,26	-25,09	0,001 **	-1,43
		FT6	5,19	0,759	-0,46	4,90	0,852	0,79
		FT8	9,10	0,528	0,51	3,66	0,965	0,62
	FT8	FT5	-5,81	0,821	-0,49	-28,75	0,002 **	-0,81
		FT6	-3,92	0,936	-0,86	1,24	0,999	0,80
		FT7	-9,10	0,528	0,51	-3,66	0,965	-0,62
Extensión	FT5	FT6	28,25	0,141	2,31	19,21	0,001 **	2,95

		FT7	3,63	0,992		-0,20	10,26	0,092		2,05
		FT8	-1,93	0,999		0,86	3,58	0,914		2,39
	FT6	FT5	-28,25	0,141		2,31	-19,21	0,001	**	2,95
		FT7	-24,62	0,240		-1,28	-8,95	0,174		-0,38
		FT8	-30,18	0,269		-0,98	-15,63	0,029	*	-0,04
	FT7	FT5	-3,63	0,992		-0,20	-10,26	0,092		2,05
		FT6	24,62	0,240		-1,28	8,95	0,174		-0,38
		FT8	-5,56	0,987		1,42	-6,68	0,618		0,83
	FT8	FT5	1,93	0,999		0,86	-3,58	0,914		2,39
		FT6	30,18	0,269		-0,98	15,63	0,029	*	-0,04
		FT7	5,56	0,987		-1,42	6,68	0,618		-0,82
Abducción	FT5	FT6	-14,05	0,001	**	-1,32	2,09	0,950		-1,54
		FT7	-19,18	0,001	**	-0,32	0,02	1,000		-0,85
		FT8	-8,24	0,054		0,67	0,26	1,000		-0,92
	FT6	FT5	14,05	0,001	**	-1,32	-2,09	0,950		-1,54
		FT7	-5,14	0,176		1,60	-2,07	0,952		1,07
		FT8	5,80	0,266		2,71	-1,83	0,983		2,22
	FT7	FT5	19,18	0,001	**	-0,32	-0,02	1,000		-0,85
		FT6	5,14	0,176		1,60	2,07	0,952		1,07
		FT8	10,94	0,005	**	1,47	0,24	1,000		1,40
	FT8	FT5	8,24	0,054		0,67	-0,26	1,000		-0,92
		FT6	-5,80	0,266		2,71	1,83	0,983		2,22
		FT7	-10,94	0,005	**	1,47	-0,24	1,000		1,40
Aducción	FT5	FT6	-7,22	0,284		-3,33	-11,35	0,026	*	-0,93
		FT7	-11,13	0,036	*	-0,44	-15,07	0,002	**	-0,24
		FT8	-7,29	0,485		0,46	-14,41	0,025	*	0,24
	FT6	FT5	7,22	0,284		-3,33	11,35	0,026	*	-0,93
		FT7	-3,92	0,764		1,37	-3,72	0,777		0,90
		FT8	-0,08	1,000		2,01	-3,06	0,927		1,77
	FT7	FT5	11,13	0,036	*	-0,44	15,07	0,002	**	-0,24
		FT6	3,92	0,764		1,37	3,72	0,777		0,90
		FT8	3,84	0,875		1,11	0,66	0,999		1,02
	FT8	FT5	7,29	0,485		0,46	14,41	0,025	*	0,24
		FT6	0,08	1,000		2,01	3,06	0,927		1,77
		FT7	-3,84	0,875		1,11	-0,66	0,999		1,02
Supinación	FT5	FT6	16,22	0,003	**	0,44	8,96	0,726		-0,66
		FT7	21,18	0,001	**	1,77	23,18	0,043	*	-0,25
		FT8	13,87	0,081		1,61	24,44	0,124		-1,40
	FT6	FT5	-16,22	0,003	**	0,44	-8,96	0,726		-0,66
		FT7	4,96	0,689		-0,64	14,23	0,357		0,54

	FT8	-2,35	0,976		-0,75	15,48	0,493		-1,79
FT7	FT5	-21,18	0,001	**	1,77	-23,18	0,043	*	-0,25
	FT6	-4,96	0,689		-0,64	-14,23	0,357		0,54
	FT8	-7,31	0,578		0,37	1,26	0,999		-0,29
FT8	FT5	-13,87	0,081		1,61	-24,44	0,124		-1,40
	FT6	2,35	0,976		-0,75	-15,48	0,493		-1,79
	FT7	7,31	0,578		0,37	-1,26	0,999		-0,29
Pronación	FT5	FT6	35,27	0,001	**	1,18	12,03	0,277	1,20
		FT7	43,09	0,001	**	0,12	7,62	0,662	0,92
		FT8	20,43	0,002	**	-0,21	11,88	0,498	0,65
	FT6	FT5	-35,27	0,001	**	1,18	-12,03	0,277	1,20
		FT7	7,82	0,276		-0,54	-4,41	0,910	-0,22
		FT8	-14,85	0,041	*	-0,75	-0,15	1,000	-2,35
	FT7	FT5	-43,09	0,001	**	0,12	-7,62	0,662	0,92
		FT6	-7,82	0,276		-0,54	4,41	0,910	-0,22
		FT8	-22,66	0,001	**	0,00	4,27	0,957	-0,35
	FT8	FT5	-20,43	0,002	**	-0,21	-11,88	0,498	0,65
		FT6	14,85	0,041	*	-0,75	0,15	1,000	-2,35
		FT7	22,66	0,001	**	0,00	-4,27	0,957	-0,35

** p < 0,01; *p < 0,05; d_g : tamaño del efecto

6.2.2. Análisis cinético de la carrera

En las Tablas 21 y 22 se presentan los resultados descriptivos e inferenciales para la fuerza y tiempo de pisada durante la carrera, comparando nuevamente entre lados ND y D.

6.2.2.1. Picos de fuerza en la carrera

La prueba t de muestras relacionadas muestra que existen diferencias significativas (p < 0,01; p < 0,05) entre los lados D y ND en el tiempo de la pisada en 10 variables, 2 más que en la marcha: 1 en la clase FT5, 2 en la FT6, 4 en la FT7, y 3 en la clase FT8.

Todos los grupos presentan diferencias significativas al generar fuerza de impulso en el eje vertical, excepto la clase FT6, con mayores magnitudes para la extremidad

inferior ND. Cabe resaltar aquí que los participantes de la clase FT7 también presentan superiores picos de fuerza en las fases de frenado y valle, todas ellas con valores superiores para la extremidad inferior ND (Tabla 21).

En lo que respecta al eje antero-posterior, los participantes de las clases FT6 y FT8 generan un mayor pico de fuerza en la fase de frenado con la extremidad inferior D, mientras que en la clase FT7 la extremidad inferior ND lo hace en la fase de impulso. Para el eje medio-lateral, encontramos diferencias para las clases FT6 y FT8.

Tabla 21. Picos de fuerza de pisada durante la carrera.

		Magnitud de la pisada				t (sig)
		No dominante		Dominante		
		M	DT	M	DT	
FT5 (n=12)	E.V.Frenado	1,43 ± 0,62		1,55 ± 0,60		0,748
	E.V.Valle	0,77 ± 0,38		1,00 ± 0,26		1,989
	E.V.Impulso	2,24 ± 0,19		2,15 ± 0,36		-1,446 **
	E.A.Frenado	-41,03 ± 15,09		-29,72 ± 16,15		2,022
	E.A.Impulso	19,60 ± 6,68		26,48 ± 5,17		2,605
	E.M.Maximo	-28,69 ± 6,11		-21,99 ± 5,52		3,320
FT6 (n=8)	E.V.Frenado	0,99 ± 0,88		1,46 ± 0,54		1,425
	E.V.Valle	0,58 ± 0,42		0,72 ± 0,39		0,613
	E.V.Impulso	2,15 ± 0,69		2,27 ± 0,57		0,960
	E.A.Frenado	-38,70 ± 17,04		-58,15 ± 18,94		-3,265 **
	E.A.Impulso	29,29 ± 9,80		30,29 ± 10,86		0,497
	E.M.Maximo	-25,31 ± 7,79		-28,57 ± 12,44		-0,617 **
FT7 (n=17)	E.V.Frenado	1,72 ± 0,45		1,44 ± 0,36		-3,185 **
	E.V.Valle	1,28 ± 0,50		1,11 ± 0,28		-1,190 **
	E.V.Impulso	2,29 ± 0,13		2,00 ± 0,49		-2,041 **
	E.A.Frenado	-49,29 ± 17,25		-33,81 ± 17,25		2,089
	E.A.Impulso	33,90 ± 4,14		32,81 ± 6,10		-0,433 **
	E.M.Maximo	-31,23 ± 10,38		-27,48 ± 6,93		1,200
FT8 (n=7)	E.V.Frenado	0,70 ± 0,37		0,90 ± 0,61		0,523
	E.V.Valle	-6,43 ± 13,82		0,99 ± 0,30		1,097
	E.V.Impulso	2,03 ± 0,37		1,54 ± 1,02		-0,813 **

	E.A.Frenado	-25,90 ± 3,40	-25,78 ± 5,87	0,045 *
	E.A.Impulso	25,37 ± 3,84	29,04 ± 5,23	0,955
	E.M.Maximo	-20,78 ± 4,87	-20,77 ± 4,88	0,003 **
Total (n=44)	E.V.Frenado	1,21 ± 0,58	1,34 ± 0,53	-0,122 **
	E.V.Valle	-0,95 ± 3,78	0,95 ± 0,31	0,627
	E.V.Impulso	2,18 ± 0,34	1,99 ± 0,61	-0,835 **
	E.A.Frenado	-38,73 ± 13,19	-36,87 ± 14,55	0,223
	E.A.Impulso	27,04 ± 6,12	29,66 ± 6,84	0,906
	E.M.Maximo	-26,50 ± 7,29	-24,70 ± 7,44	0,976

E.V: Eje vertical; E.A: Eje anteroposterior; E.M: Eje medio-lateral; * p < 0,05; ** p < 0,01

6.2.2.2. Tiempos de fuerza durante la pisada

Se han encontrado diferencias significativas entre los lados D y ND en 12 de las variables analizadas (Tabla 22), cuatro más que en el mismo análisis realizado para la marcha. Los participantes de la clase FT7 mostraron, al igual que en la marcha, el mayor número de diferencias significativas.

Para las variables analizadas en el eje vertical, las clases FT5, FT6 y FT7 muestran diferencias significativas en la fase de frenado, mientras que las clases FT5, FT7 y FT8 también las muestran en la fase de impulso.

En lo que respecta al eje antero-posterior, se han encontrado diferencias en los participantes de las clases FT5, FT7 y FT8 para la fase de impulso, además del valor máximo obtenido en el eje medio lateral por parte de los participantes de las clases FT5 y FT7.

Tabla 22. Picos de tiempo de pisada durante la carrera.

		Tiempo de la pisada				t (sig)
		No dominante		Dominante		
		M	DT	M	DT	
FT5 (n=12)	E.V.Frenado	0,01 ± 0,01	0,01 ± 0,01	0,01 ± 0,01	0,01 ± 0,01	-0,224 **
	E.V.Valle	0,02 ± 0,01	0,02 ± 0,01	0,03 ± 0,01	0,03 ± 0,01	1,201
	E.V.Impulso	0,11 ± 0,01	0,11 ± 0,01	0,10 ± 0,01	0,10 ± 0,01	-1,021 **
	E.A.Frenado	0,02 ± 0,01	0,02 ± 0,01	0,04 ± 0,02	0,04 ± 0,02	3,989
	E.A.Impulso	0,12 ± 0,02	0,12 ± 0,02	0,11 ± 0,03	0,11 ± 0,03	-1,568 **
	E.M.Maximo	0,19 ± 0,06	0,19 ± 0,06	0,10 ± 0,11	0,10 ± 0,11	-2,390 **
FT6 (n=8)	E.V.Frenado	0,01 ± 0,01	0,01 ± 0,01	0,01 ± 0,00	0,01 ± 0,00	-0,335 **
	E.V.Valle	0,02 ± 0,01	0,02 ± 0,01	0,03 ± 0,02	0,03 ± 0,02	0,439
	E.V.Impulso	0,09 ± 0,02	0,09 ± 0,02	0,09 ± 0,03	0,09 ± 0,03	0,290
	E.A.Frenado	0,01 ± 0,01	0,01 ± 0,01	0,03 ± 0,03	0,03 ± 0,03	1,855
	E.A.Impulso	0,11 ± 0,02	0,11 ± 0,02	0,12 ± 0,03	0,12 ± 0,03	1,232
	E.M.Maximo	0,15 ± 0,08	0,15 ± 0,08	0,18 ± 0,04	0,18 ± 0,04	1,234
FT7 (n=17)	E.V.Frenado	0,03 ± 0,01	0,03 ± 0,01	0,02 ± 0,01	0,02 ± 0,01	-2,048 **
	E.V.Valle	0,04 ± 0,02	0,04 ± 0,02	0,03 ± 0,01	0,03 ± 0,01	-1,757 **
	E.V.Impulso	0,10 ± 0,01	0,10 ± 0,01	0,11 ± 0,01	0,11 ± 0,01	-2,776 **
	E.A.Frenado	0,02 ± 0,02	0,02 ± 0,02	0,04 ± 0,02	0,04 ± 0,02	2,078
	E.A.Impulso	0,12 ± 0,02	0,12 ± 0,02	0,11 ± 0,02	0,11 ± 0,02	-1,324 **
	E.M.Maximo	0,21 ± 0,02	0,21 ± 0,02	0,19 ± 0,02	0,19 ± 0,02	-1,158 **
FT8 (n=7)	E.V.Frenado	0,01 ± 0,01	0,01 ± 0,01	0,02 ± 0,01	0,02 ± 0,01	2,853
	E.V.Valle	0,06 ± 0,07	0,06 ± 0,07	0,07 ± 0,05	0,07 ± 0,05	1,297
	E.V.Impulso	0,11 ± 0,01	0,11 ± 0,01	0,10 ± 0,00	0,10 ± 0,00	-0,835 **
	E.A.Frenado	0,04 ± 0,02	0,04 ± 0,02	0,06 ± 0,00	0,06 ± 0,00	1,930
	E.A.Impulso	0,12 ± 0,01	0,12 ± 0,01	0,09 ± 0,05	0,09 ± 0,05	-1,248 **
	E.M.Maximo	0,18 ± 0,01	0,18 ± 0,01	0,18 ± 0,01	0,18 ± 0,01	0,840
Total (n=44)	E.V.Frenado	0,02 ± 0,01	0,02 ± 0,01	0,02 ± 0,01	0,02 ± 0,01	0,062
	E.V.Valle	0,04 ± 0,03	0,04 ± 0,03	0,04 ± 0,02	0,04 ± 0,02	0,295
	E.V.Impulso	0,10 ± 0,01	0,10 ± 0,01	0,10 ± 0,01	0,10 ± 0,01	-1,085 **
	E.A.Frenado	0,02 ± 0,01	0,02 ± 0,01	0,04 ± 0,02	0,04 ± 0,02	2,463
	E.A.Impulso	0,12 ± 0,01	0,12 ± 0,01	0,11 ± 0,03	0,11 ± 0,03	-0,727 **
	E.M.Maximo	0,18 ± 0,04	0,18 ± 0,04	0,17 ± 0,05	0,17 ± 0,05	-0,369 **

E.V: Eje vertical; E.A: Eje anteroposterior; E.M: Eje medio-lateral; * p < 0,05; ** p < 0,01

6.2.2.3. Diferencias entre perfiles funcionales en las variables cinéticas de la carrera.

La Tabla 23 muestra las diferencias obtenidas en el ANOVA para el factor perfil funcional, con un mayor de diferencias significativas para el tiempo de pisada durante la carrera, siendo el frenado en el eje antero-posterior el que muestra diferencias en ambas variables y hemicuerpos.

Tabla 23. Diferencias entre perfiles funcionales en los picos de fuerza y tiempo de pisada durante la carrera, en los lados D y ND.

		No Dominante				Dominante				
		gl	F	Sig.	η_p^2	gl	F	Sig.	η_p^2	
Magnitud de la pisada	E.V. frenado	(3,34)	4,63	0,008 **	0,29	(3,34)	2,68	0,059	0,43	
	E.V. valle	(3,34)	2,86	0,051	0,20	(3,34)	4,40	0,009 **	0,32	
	E.V. impulso	(3,34)	0,68	0,573	0,06	(3,34)	1,47	0,237	0,25	
	E.A. frenado	(3,34)	3,33	0,031 *	0,23	(3,34)	9,77	0,000 **	0,42	
	E.A. impulso	(3,34)	9,49	0,001 **	0,46	(3,34)	1,80	0,162	0,13	
	E.M.maximo	(3,34)	3,11	0,039 *	0,22	(3,34)	2,27	0,095	0,11	
Tiempo de la pisada	E.V. frenado	(3,34)	7,97	0,000 **	0,16	(3,34)	6,11	0,002 **	0,50	
	E.V. valle	(3,34)	5,41	0,004 **	0,24	(3,34)	4,02	0,013 *	0,23	
	E.V. impulso	(3,34)	4,18	0,013 *	0,09	(3,34)	1,55	0,215	0,08	
	E.A. frenado	(3,34)	8,12	0,000 **	0,42	(3,34)	3,16	0,035 *	0,19	
	E.A. impulso	(3,34)	1,64	0,198	0,12	(3,34)	3,35	0,028 *	0,20	
	E.M.maximo	(3,34)	1,56	0,217	0,14	(3,34)	0,58	0,633	0,05	

E.V: Eje vertical; E.A: Eje anteroposterior; E.M: Eje mediolateral; gl: grados de libertad;

* $p < 0,05$; ** $p < 0,01$; η_p^2 : tamaño del efecto

Por su parte, la Tabla 24 muestra que la mayor incidencia de diferencias entre pares de clases se da en la fase de frenado en el eje anteroposterior en el lado dominante, la fase de impulso en ese mismo eje en el lado no dominante (FT5 con respecto a FT6 y FT7), así como en la fase de frenado en el eje vertical (FT7 con respecto a FT6 y FT8).

Tabla 24. Comparaciones por pares de las diferencias entre perfiles funcionales en la magnitud de la pisada durante la carrera, tanto para los lados D como ND.

		No Dominante				Dominante			
	(I)	(J)	(I-J)	Sig.	d _g	(I-J)	Sig.	d _g	
E.V. Frenado	FT5	FT6	0,44	0,401	1,49	0,17	0,815	1,05	
		FT7	-0,35	0,572	0,22	0,20	0,681	0,97	
		FT8	0,73	0,165	2,30	0,64	0,035 *	2,02	
	FT6	FT5	-0,44	0,401	1,49	-0,17	0,815	1,05	
		FT7	-0,79	0,033 *	-0,25	0,03	0,999	0,89	
		FT8	0,29	0,839	1,42	0,46	0,207	1,99	
	FT7	FT5	0,35	0,572	0,22	-0,20	0,681	0,97	
		FT6	0,79	0,033 *	-0,25	-0,03	0,999	0,89	
		FT8	1,08	0,016 *	3,40	0,43	0,217	2,12	
	FT8	FT5	-0,73	0,165	2,30	-0,64	0,035 *	2,02	
		FT6	-0,29	0,839	1,42	-0,46	0,207	1,99	
		FT7	-1,08	0,016 *	3,40	-0,43	0,217	2,12	
E.V. Valle	FT5	FT6	0,19	1,000	1,37	0,27	0,122	1,78	
		FT7	-0,60	0,987	-0,30	-0,15	0,546	0,35	
		FT8	5,77	0,077	1,81	0,00	1,000	0,97	
	FT6	FT5	-0,19	1,000	1,37	-0,27	0,122	1,78	
		FT7	-0,78	0,973	-0,49	-0,41	0,004 **	-0,28	
		FT8	5,59	0,099	1,75	-0,27	0,282	0,33	
	FT7	FT5	0,60	0,987	-0,30	0,15	0,546	0,35	
		FT6	0,78	0,973	-0,49	0,41	0,004 **	-0,28	
		FT8	6,37	0,040 *	1,96	0,15	0,711	1,29	
	FT8	FT5	-5,77	0,077	1,81	0,00	1,000	0,97	
		FT6	-5,59	0,099	1,75	0,27	0,282	0,33	
		FT7	-6,37	0,040 *	1,96	-0,15	0,711	1,29	
E.V. Impulso	FT5	FT6	0,09	0,955	1,09	-0,14	0,921	0,64	
		FT7	-0,07	0,975	0,43	0,17	0,848	1,07	
		FT8	0,21	0,770	1,71	0,37	0,487	1,84	
	FT6	FT5	-0,09	0,955	1,09	0,14	0,921	0,64	
		FT7	-0,16	0,787	0,50	0,31	0,489	1,36	
		FT8	0,12	0,949	1,22	0,52	0,234	1,91	
	FT7	FT5	0,07	0,975	0,43	-0,17	0,848	1,07	
		FT6	0,16	0,787	0,50	-0,31	0,489	1,36	
		FT8	0,28	0,566	2,07	0,20	0,857	1,56	
	FT8	FT5	-0,21	0,770	1,71	-0,37	0,487	1,84	

		FT6	-0,12	0,949	1,22	-0,52	0,234	1,91	
		FT7	-0,28	0,566	2,07	-0,20	0,857	1,56	
E.A. Frenado	FT5	FT6	-2,32	0,988	0,76	29,41	0,001	** 2,60	
		FT7	11,28	0,364	1,24	3,65	0,924	0,98	
		FT8	-15,03	0,337	-0,16	-4,00	0,953	0,66	
	FT6	FT5	2,32	0,988	0,76	-29,41	0,001	** 2,60	
		FT7	13,60	0,230	1,45	-25,75	0,001	** -0,40	
		FT8	-12,71	0,497	0,13	-33,41	0,001	** -0,81	
	FT7	FT5	-11,28	0,364	1,24	-3,65	0,924	0,98	
		FT6	-13,60	0,230	1,45	25,75	0,001	** -0,40	
		FT8	-26,31	0,023	*	-0,54	-7,65	0,737	0,38
	FT8	FT5	15,03	0,337	-0,16	4,00	0,953	0,66	
		FT6	12,71	0,497	0,13	33,41	0,001	** -0,81	
		FT7	26,31	0,023	*	-0,54	7,65	0,737	0,38
E.A. Impulso	FT5	FT6	-9,69	0,014	*	-0,19	-4,33	0,483	0,44
		FT7	-15,09	0,001	**	-1,60	-6,39	0,115	-0,28
		FT8	-6,19	0,357	0,04	-3,85	0,714	0,47	
	FT6	FT5	9,69	0,014	*	-0,19	4,33	0,483	0,44
		FT7	-5,40	0,278	0,17	-2,07	0,893	0,53	
		FT8	3,50	0,790	1,51	0,48	0,999	1,15	
	FT7	FT5	15,09	0,001	**	-1,60	6,39	0,115	-0,28
		FT6	5,40	0,278	0,17	2,07	0,893	0,53	
		FT8	8,90	0,091	3,09	2,54	0,890	1,52	
	FT8	FT5	6,19	0,357	0,04	3,85	0,714	0,47	
		FT6	-3,50	0,790	1,51	-0,48	0,999	1,15	
		FT7	-8,90	0,091	3,09	-2,54	0,890	1,52	
E.M. Máximo	FT5	FT6	-3,38	0,771	0,43	7,61	0,126	1,63	
		FT7	3,49	0,728	1,02	4,73	0,439	1,61	
		FT8	-8,67	0,208	-0,29	-0,49	0,999	0,72	
	FT6	FT5	3,38	0,771	0,43	-7,61	0,126	1,63	
		FT7	6,87	0,210	1,45	-2,89	0,814	0,72	
		FT8	-5,29	0,631	0,40	-8,10	0,229	0,30	
	FT7	FT5	-3,49	0,728	1,02	-4,73	0,439	1,61	
		FT6	-6,87	0,210	1,45	2,89	0,814	0,72	
		FT8	-12,16	0,036	*	-0,16	-5,22	0,562	-0,08
	FT8	FT5	8,67	0,208	-0,29	0,49	0,999	0,72	
		FT6	5,29	0,631	0,40	8,10	0,229	0,30	
		FT7	12,16	0,036	*	-0,16	5,22	0,562	-0,08

E.V: Eje vertical; E.A: Eje anteroposterior; E.M: Eje mediolateral; * $p < 0,05$; ** $p < 0,01$; d_g : tamaño del efecto

Con respecto al tiempo de pisada (Tabla 25), encontramos la mayor frecuencias de diferencias en las fases de frenado y valle en el eje vertical, así como en la fase de frenado en el eje anteroposterior. Podemos observar que muchas de estas diferencias implican al grupo con hemiparesia (FT7).

Tabla 25. Comparaciones por pares de las diferencias entre perfiles funcionales en el tiempo de pisada durante la carrera, tanto para los lados D como ND.

	(I)	(J)	No Dominante			Dominante		
			(I-J)	Sig.	d _g	(I-J)	Sig.	d _g
E.V. Frenado	FT5	FT6	0,00	0,842	0,89	0,00	0,290	0,89
		FT7	-0,01	0,009 **	-1,04	0,00	0,130	-0,19
		FT8	0,01	0,724	0,93	0,00	0,422	0,03
	FT6	FT5	0,00	0,842	-0,89	0,00	0,290	-0,89
		FT7	-0,02	0,001 **	-0,93	-0,01	0,001 **	-0,26
		FT8	0,00	0,982	1,01	-0,01	0,026 *	-0,24
	FT7	FT5	0,01	0,009 **	1,04	0,00	0,130	0,19
		FT6	0,02	0,001 **	0,93	0,01	0,001 **	0,26
		FT8	0,02	0,004 **	2,98	0,00	0,998	0,88
	FT8	FT5	-0,01	0,724	-0,93	0,00	0,422	-0,03
		FT6	0,00	0,982	-1,01	0,01	0,026 *	0,24
		FT7	-0,02	0,004 **	-2,98	0,00	0,998	-0,88
E.V. Valle	FT5	FT6	0,00	1,000	0,89	0,00	0,974	0,89
		FT7	-0,02	0,395	-0,37	0,00	0,969	0,74
		FT8	-0,05	0,005 **	0,08	-0,03	0,022 *	-0,22
	FT6	FT5	0,00	1,000	-0,89	0,00	0,974	-0,89
		FT7	-0,02	0,372	-0,20	-0,01	0,822	0,84
		FT8	-0,05	0,005 **	0,27	-0,03	0,011 *	0,07
	FT7	FT5	0,02	0,395	0,37	0,00	0,969	-0,74
		FT6	0,02	0,372	0,20	0,01	0,822	-0,84
		FT8	-0,03	0,098	0,41	-0,03	0,044 *	-0,43
	FT8	FT5	0,05	0,005 **	-0,08	0,03	0,022 *	0,22
		FT6	0,05	0,005 **	-0,27	0,03	0,011 *	-0,07
		FT7	0,03	0,098	-0,41	0,03	0,044 *	0,43
E.V. Impulso	FT5	FT6	0,02	0,068	2,29	0,01	0,655	1,38
		FT7	0,00	0,916	1,75	-0,01	0,800	-0,19

			FT8	0,00	0,969		0,93	0,00	0,945		0,93
	FT6	FT5	-0,02	0,068		-2,29	-0,01	0,655		-1,38	
		FT7	-0,02	0,013	*	0,16	-0,01	0,182		-0,15	
		FT8	-0,02	0,079		-0,06	-0,01	0,461		0,62	
	FT7	FT5	0,00	0,916		-1,75	0,01	0,800		0,19	
		FT6	0,02	0,013	*	-0,16	0,01	0,182		0,15	
		FT8	0,00	1,000		-0,04	0,00	0,999		1,89	
	FT8	FT5	0,00	0,969		-0,93	0,00	0,945		-0,93	
		FT6	0,02	0,079		0,06	0,01	0,461		-0,62	
		FT7	0,00	1,000		0,04	0,00	0,999		-1,89	
<hr/>											
E.A. Frenado	FT5	FT6	0,01	0,605		1,90	0,01	0,649		1,30	
		FT7	0,00	0,966		0,74	0,01	0,830		0,74	
		FT8	-0,03	0,003	**	-0,30	-0,02	0,209		-0,11	
	FT6	FT5	-0,01	0,605		-1,90	-0,01	0,649		-1,30	
		FT7	-0,01	0,847		0,30	0,00	0,979		0,44	
		FT8	-0,04	0,000	**	-0,60	-0,03	0,031	*	-0,11	
	FT7	FT5	0,00	0,966		-0,74	-0,01	0,830		-0,74	
		FT6	0,01	0,847		-0,30	0,00	0,979		-0,44	
		FT8	-0,03	0,001	**	-0,04	-0,03	0,048	*	-0,15	
	FT8	FT5	0,03	0,003	**	0,30	0,02	0,209		0,11	
		FT6	0,04	0,000	**	0,60	0,03	0,031	*	0,11	
		FT7	0,03	0,001	**	0,04	0,03	0,048	*	0,15	
<hr/>											
E.A. Impulso	FT5	FT6	0,03	0,555		1,39	-0,06	0,111		0,58	
		FT7	-0,02	0,814		0,74	-0,07	0,031	*	0,74	
		FT8	0,00	0,999		0,93	-0,07	0,156		1,45	
	FT6	FT5	-0,03	0,555		-1,39	0,06	0,111		-0,58	
		FT7	-0,05	0,141		0,37	-0,01	0,984		1,26	
		FT8	-0,03	0,795		0,46	-0,01	0,996		1,75	
	FT7	FT5	0,02	0,814		-0,74	0,07	0,031	*	-0,74	
		FT6	0,05	0,141		-0,37	0,01	0,984		-1,26	
		FT8	0,02	0,838		0,88	0,00	1,000		1,52	
	FT8	FT5	0,00	0,999		-0,93	0,07	0,156		-1,45	
		FT6	0,03	0,795		-0,46	0,01	0,996		-1,75	
		FT7	-0,02	0,838		-0,88	0,00	1,000		-1,52	
<hr/>											
E.M. Máximo	FT5	FT6	0,01	0,173		1,47	-0,01	0,891		0,08	
		FT7	0,01	0,858		0,28	0,00	1,000		-0,41	
		FT8	0,00	0,983		1,13	0,01	0,880		0,11	
	FT6	FT5	-0,01	0,173		-1,47	0,01	0,891		-0,08	
		FT7	-0,01	0,524		-0,32	0,01	0,862		0,50	
		FT8	-0,01	0,559		0,55	0,02	0,571		1,01	

FT7	FT5	-0,01	0,858	-0,28	0,00	1,000	0,41
	FT6	0,01	0,524	0,32	-0,01	0,862	-0,50
	FT8	0,00	0,994	2,62	0,01	0,889	1,44
FT8	FT5	0,00	0,983	-1,13	-0,01	0,880	-0,11
	FT6	0,01	0,559	-0,55	-0,02	0,571	-1,01
	FT7	0,00	0,994	-2,62	-0,01	0,889	-1,44

E.V: Eje vertical; E.A: Eje anteroposterior; E.M: Eje mediolateral; * $p < 0,05$; ** $p < 0,01$; d_g : tamaño del efecto

6.3. Salto máximo

6.3.1. Salto máximo con balón y sin balón

En las Tablas 26 y 27 se muestran los resultados descriptivos e inferenciales para con el salto máximo, con y sin balón, comparando las posibles asimetrías en las diferentes fases del mismo al comparar los valores de los lados ND y D.

6.3.1.1. Cinemática en el salto máximo sin balón

El análisis de muestras relacionadas mostró diferencias significativas ($p < 0,01$; $p < 0,05$) en el salto máximo sin balón. Exceptuando los participantes de la clase FT6, las demás clases mostraron algunas diferencias significativas para las variables estudiadas: 4 en la clase FT5, 3 en la FT7, y 2 en la clase FT8 (Tabla 26). En las clases FT7 y FT8, todas las diferencias encontradas pertenecen al tren superior, con ángulos mayores en el lado dominante. Por lo que respecta a la clase FT5, los participantes de esta clase presentan diferencias en las dos variables relacionadas con la angulación del tobillo ($D > ND$) y de la rodilla ($ND > D$).

Tabla 26 Ángulos (en grados) en lados D y ND en el salto máximo sin balón durante el movimiento excéntrico-concéntrico.

		No Dominante		Dominante		t (sig.)
		M	DT	M	DT	
FT5 (n=12)	Cadera ⁽¹⁾	84,62 ± 17,59	84,08 ± 17,16	-0,73		
	Rodilla ⁽¹⁾	88,80 ± 12,59	83,72 ± 9,69	-2,65	*	
	Tobillo Flex ⁽¹⁾	27,47 ± 8,14	31,80 ± 4,50	2,88	*	
	Tobillo Ext ⁽²⁾	16,43 ± 7,34	22,37 ± 7,45	5,27	**	
	Hombro Ext ⁽¹⁾	-50,31 ± 19,01	-54,22 ± 14,18	-1,38		
	Hombro Flex ⁽²⁾	50,45 ± 23,39	40,71 ± 15,03	-3,17	**	
	ROM Hombro	96,69 ± 30,24	94,94 ± 21,70	-0,30		
FT6 (n=15)	Cadera ⁽¹⁾	100,77 ± 31,75	100,38 ± 28,39	-0,26		
	Rodilla ⁽¹⁾	96,03 ± 17,39	97,11 ± 21,51	0,39		
	Tobillo Flex ⁽¹⁾	28,17 ± 8,67	31,99 ± 12,99	1,06		
	Tobillo Ext ⁽²⁾	18,34 ± 7,19	17,54 ± 10,55	-0,34		
	Hombro Ext ⁽¹⁾	-21,28 ± 21,51	-28,48 ± 22,32	-2,11		
	Hombro Flex ⁽²⁾	44,20 ± 20,63	43,02 ± 12,90	-0,30		
	ROM Hombro	61,19 ± 22,47	54,50 ± 24,76	-1,47		
FT7 (n=18)	Cadera ⁽¹⁾	82,12 ± 18,85	80,41 ± 14,01	-0,84		
	Rodilla ⁽¹⁾	91,64 ± 26,35	89,83 ± 21,68	-0,72		
	Tobillo Flex ⁽¹⁾	33,52 ± 13,75	39,40 ± 7,27	1,71		
	Tobillo Ext ⁽²⁾	19,75 ± 8,74	22,77 ± 7,37	1,14		
	Hombro Ext ⁽¹⁾	-15,23 ± 8,37	-31,70 ± 22,71	-2,95	**	
	Hombro Flex ⁽²⁾	53,52 ± 10,98	67,29 ± 18,21	3,20	**	
	ROM Hombro	64,12 ± 21,22	98,45 ± 36,41	3,71	**	
FT8 (n=9)	Cadera ⁽¹⁾	122,08 ± 26,35	104,67 ± 37,26	-0,96		
	Rodilla ⁽¹⁾	101,96 ± 24,08	106,66 ± 7,75	0,64		
	Tobillo Flex ⁽¹⁾	38,49 ± 4,94	37,75 ± 7,17	-0,55		
	Tobillo Ext ⁽²⁾	24,51 ± 9,84	21,76 ± 3,32	-0,85		
	Hombro Ext ⁽¹⁾	-34,74 ± 31,41	-47,94 ± 16,41	-1,88		
	Hombro Flex ⁽²⁾	60,22 ± 14,56	64,50 ± 13,14	3,31	*	
	ROM Hombro	91,56 ± 40,45	105,34 ± 34,32	4,84	**	

M: Media; DT: Desviación típica; Flex: Flexión; Ext: Extensión; ROM: Rango de movimiento; (1) ángulos medidos en el instante de máxima flexión; (2) ángulos medidos en el instante de despegue.

* p < 0.05; ** p < 0.01

6.3.1.2. Cinemática en el salto máximo con balón

Se han encontrado 3 variables más con diferencias significativas ($p < 0,01$; $p < 0,05$) en el salto máximo con balón con respecto al salto sin balón (Tabla 27). Al incorporar el remate de cabeza (salto máximo con balón), los participantes de la clase FT6 muestran ahora diferencias en algunas variables del tren superior, con valores superiores al lado D. Encontramos similares diferencias para con la clase FT5 si comparamos con los resultados del salto sin balón, pero aparece una diferencia adicional en la flexión de tobillo para la clase FT7 ($ND > D$), y para la cadera y rodilla en FT8 ($ND > D$).

Tabla 27. Ángulos (en grados) en lados D y ND en el salto máximo con balón durante el movimiento excéntrico-concéntrico.

		No Dominante		Dominante		t (sig.)
		M	DT	M	DT	
FT5 (n=12)	Cadera ⁽¹⁾	67,33 ± 18,44	72,24 ± 23,27	1,03		
	Rodilla ⁽¹⁾	68,50 ± 15,38	55,40 ± 22,14	-3,54	**	
	Tobillo Flex ⁽¹⁾	23,01 ± 8,75	39,82 ± 19,02	2,73	*	
	Tobillo Ext ⁽²⁾	14,81 ± 7,67	29,46 ± 14,42	3,59	**	
	Hombro Ext ⁽¹⁾	-41,57 ± 30,52	-35,21 ± 25,01	1,05		
	Hombro Flex ⁽²⁾	55,04 ± 21,67	39,04 ± 20,06	-2,48	*	
	ROM Hombro	68,08 ± 57,67	65,47 ± 52,79	-0,63		
FT6 (n=15)	Cadera ⁽¹⁾	77,83 ± 18,25	83,87 ± 19,94	2,04		
	Rodilla ⁽¹⁾	68,17 ± 20,31	77,99 ± 18,39	2,12		
	Tobillo Flex ⁽¹⁾	26,61 ± 5,65	26,54 ± 11,96	-0,03		
	Tobillo Ext ⁽²⁾	16,41 ± 6,96	22,82 ± 12,30	1,62		
	Hombro Ext ⁽¹⁾	-23,95 ± 19,27	-26,01 ± 22,30	-0,35		
	Hombro Flex ⁽²⁾	44,82 ± 23,97	58,35 ± 16,77	2,91	*	
	ROM Hombro	54,67 ± 26,99	65,63 ± 41,16	2,20	*	
FT7 (n=18)	Cadera ⁽¹⁾	70,58 ± 20,91	71,67 ± 15,68	-0,46		
	Rodilla ⁽¹⁾	87,24 ± 16,30	96,18 ± 9,86	-2,09		
	Tobillo Flex ⁽¹⁾	39,29 ± 5,08	30,77 ± 7,06	5,66	**	
	Tobillo Ext ⁽²⁾	22,52 ± 9,07	16,75 ± 7,51	2,85		
	Hombro Ext ⁽¹⁾	-28,53 ± 12,53	-15,39 ± 20,45	-3,49	**	
	Hombro Flex ⁽²⁾	60,96 ± 8,08	49,19 ± 17,85	2,66	*	
	ROM Hombro	89,49 ± 9,98	65,05 ± 30,69	3,65	**	

FT8	Cadera ⁽¹⁾	85,13 ± 10,71	81,25 ± 10,73	8,36 **
(n=9)	Rodilla ⁽¹⁾	95,07 ± 10,55	88,42 ± 8,95	7,90 **
	Tobillo Flex ⁽¹⁾	38,11 ± 6,34	38,99 ± 11,60	-0,27
	Tobillo Ext ⁽²⁾	27,64 ± 9,41	25,98 ± 7,40	1,01
	Hombro Ext ⁽¹⁾	-44,34 ± 19,82	-40,93 ± 14,14	-1,49
	Hombro Flex ⁽²⁾	59,06 ± 21,89	55,82 ± 15,76	0,50
	ROM Hombro	99,88 ± 33,85	109,54 ± 24,21	-1,53

M: Media; DT: Desviación típica; Flex: Flexión; Ext: Extensión; ROM: Rango de movimiento; (1) ángulos medidos en el instante de máxima flexión; (2) ángulos medidos en el instante de despegue.
* p < 0.05; ** p < 0.01

6.3.2. Correlaciones existentes entre la altura de salto con y sin balón con las diferentes variables cinemáticas y cinéticas

En las Tablas 28 y 29 se muestran las relaciones encontradas entre las variables cinemáticas del salto máximo sin y con balón, en relación con la altura del salto alcanzada, diferenciando entre lados D y ND.

6.3.2.1. Correlaciones en el salto máximo sin balón

El análisis de correlación realizado muestra relaciones significativas ($p < 0,01$; $p < 0,05$) entre algunas de las variables cinemáticas y la altura de salto, tanto en el lado D como del ND (Tabla 28). Los participantes de la clase FT5 son los que presentan un mayor número de correlaciones, siendo similares tanto en el lado dominante como no dominante, a excepción del ángulo de rodilla que sólo es significativo en el lado ND.

Los deportistas de la clase FT7 mostraron correlaciones negativas y significativas en el rango de extensión del hombro, tanto en el lado D como ND, además de una correlación positiva del rango de movimiento completo del hombro del lado D para con la altura de salto alcanzada. A su vez, encontramos una única relación significativa en la clase FT8, concretamente en la angulación de la rodilla del lado D.

Tabla 28. Correlaciones entre la altura de salto y las variables cinemáticas en el salto máximo sin balón.

		No Dominante			Dominante		
		r	Sig.		r	Sig.	
FT5 (n=12)	Cadera ⁽¹⁾	-0,54	0,034 *		-0,58	0,023 *	
	Rodilla ⁽¹⁾	-0,62	0,016 *		-0,41	0,091	
	Toblillo Flex ⁽¹⁾	-0,87	0,000 **		-0,82	0,001 **	
	Toblillo Ext ⁽²⁾	-0,28	0,193		0,11	0,366	
	Hombro Ext ⁽¹⁾	0,82	0,000 **		0,86	0,000 **	
	Hombro Flex ⁽²⁾	0,18	0,293		0,01	0,487	
	ROMHom	-0,55	0,034 *		-0,55	0,031 *	
FT6 (n=14)	Cadera ⁽¹⁾	-0,16	0,291		-0,23	0,219	
	Rodilla ⁽¹⁾	-0,24	0,205		-0,23	0,217	
	Toblillo Flex ⁽¹⁾	0,34	0,118		0,00	0,496	
	Toblillo Ext ⁽²⁾	-0,08	0,395		0,17	0,282	
	Hombro Ext ⁽¹⁾	0,12	0,345		0,14	0,320	
	Hombro Flex ⁽²⁾	-0,08	0,393		0,26	0,189	
	ROMHom	-0,36	0,103		-0,02	0,477	
FT7 (n=18)	Cadera ⁽¹⁾	0,35	0,080		0,22	0,189	
	Rodilla ⁽¹⁾	0,16	0,262		-0,02	0,463	
	Toblillo Flex ⁽¹⁾	-0,34	0,082		-0,09	0,356	
	Toblillo Ext ⁽²⁾	-0,25	0,162		-0,10	0,352	
	Hombro Ext ⁽¹⁾	-0,50	0,017 *		-0,59	0,005 **	
	Hombro Flex ⁽²⁾	0,13	0,304		0,40	0,052	
	ROMHom	0,13	0,304		0,68	0,001 **	
FT8 (n=9)	Cadera ⁽¹⁾	-0,02	0,483		0,17	0,330	
	Rodilla ⁽¹⁾	0,34	0,188		0,59	0,049 *	
	Toblillo Flex ⁽¹⁾	0,13	0,372		-0,13	0,371	
	Toblillo Ext ⁽²⁾	-0,08	0,417		-0,31	0,208	
	Hombro Ext ⁽¹⁾	-0,13	0,374		-0,21	0,290	
	Hombro Flex ⁽²⁾	-0,01	0,494		-0,06	0,440	
	ROMHom	-0,21	0,295		-0,12	0,383	
Total (n=53)	Cadera ⁽¹⁾	-0,09	0,101		-0,15	0,108	
	Rodilla ⁽¹⁾	-0,17	0,121		-0,17	0,193	
	Toblillo Flex ⁽¹⁾	-0,22	0,050		-0,23	0,213	

Tobillo Ext ⁽²⁾	-0,15	0,188	0,05	0,250
Hombro Ext ⁽¹⁾	0,11	0,091	0,10	0,081
Hombro Flex ⁽²⁾	0,06	0,248	0,17	0,182
ROMHom	-0,19	0,110	0,03	0,127

r:valor correlación; Flex: flexión; Ext: extensión; (1) ángulos medidos en el instante de máxima flexión; (2) ángulos medidos en el instante de despegue.* p < 0,05; ** p < 0,01

6.3.2.2. Correlaciones en el salto máximo con balón

Introducido el remate de cabeza, encontramos por lo general un mayor número de relaciones significativas ($p < 0,01$; $p < 0,05$), y en todos los perfiles funcionales. Los participantes de la clase FT5 muestran relaciones similares a las encontradas en el salto sin balón para la cadera y el rango de movimiento del hombro. Sin embargo, se hayan nuevas correlaciones para la extensión de tobillo, tanto en el lado D como en el ND, y una correlación negativa y significativa para el rango de flexión del hombro del lado D.

Nuevas correlaciones aparecen para la clase FT6: bilateralmente, positivas para la cadera y negativas para la extensión de hombro, y unilateralmente para el lado D en la extensión y flexión del tobillo.

En la clase FT7, a excepción de las correlaciones positivas en lados D y ND con respecto a la cadera, el lado no dominante muestra relaciones significativas con la altura de salto en cuanto a la rodilla (+), y la extensión y flexión de tobillo (-). Por lo que respecta al lado dominante, se han encontrado relaciones positivas y significativas para con la flexión y el rango de movimiento del hombro.

Por lo que respecta a los participantes de la clase FT8, se han hallado correlaciones significativas y positivas para la flexión de tobillo y el rango de movimiento del hombro en el lado ND, y con la flexión de hombro en el D.

Tabla 29. Correlaciones entre la altura de salto y las variables cinemáticas en el salto máximo con balón.

		No Dominante		Dominante	
		r	Sig.	r	Sig.
FT5 (n=12)	Cadera ⁽¹⁾	-0,74	0,002 **	-0,67	0,006 **
	Rodilla ⁽¹⁾	-0,63	0,010	-0,39	0,095
	Tobillo Flex ⁽¹⁾	-0,07	0,400	-0,39	0,089
	Tobillo Ext ⁽²⁾	-0,52	0,032 *	-0,49	0,043 *
	Hombro Ext ⁽¹⁾	-0,05	0,425	0,43	0,070
	Hombro Flex ⁽²⁾	-0,00	0,497	-0,82	0,000 **
	ROMHom	-0,59	0,016 *	-0,72	0,003 **
FT6 (n=14)	Cadera ⁽¹⁾	0,65	0,006 **	0,74	0,001 **
	Rodilla ⁽¹⁾	-0,35	0,106	-0,01	0,491
	Tobillo Flex ⁽¹⁾	0,28	0,160	0,56	0,019 *
	Tobillo Ext ⁽²⁾	0,14	0,313	0,67	0,004 **
	Hombro Ext ⁽¹⁾	-0,67	0,004 **	-0,87	0,000 **
	Hombro Flex ⁽²⁾	-0,04	0,445	-0,09	0,369
	ROMHom	0,08	0,389	0,31	0,140
FT7 (n=18)	Cadera ⁽¹⁾	0,77	0,000 **	0,67	0,001 **
	Rodilla ⁽¹⁾	0,60	0,002 **	-0,01	0,482
	Tobillo Flex ⁽¹⁾	-0,59	0,003 **	0,03	0,443
	Tobillo Ext ⁽²⁾	-0,76	0,000 **	-0,05	0,416
	Hombro Ext ⁽¹⁾	0,03	0,450	-0,22	0,166
	Hombro Flex ⁽²⁾	-0,06	0,395	0,84	0,000 **
	ROMHom	-0,02	0,458	0,64	0,001 **
FT8 (n=9)	Cadera ⁽¹⁾	-0,49	0,071	-0,50	0,069
	Rodilla ⁽¹⁾	-0,47	0,082	-0,37	0,142
	Tobillo Flex ⁽¹⁾	0,64	0,023 *	0,25	0,242
	Tobillo Ext ⁽²⁾	0,13	0,352	0,33	0,173
	Hombro Ext ⁽¹⁾	-0,36	0,151	-0,16	0,326
	Hombro Flex ⁽²⁾	-0,04	0,448	0,67	0,017 *
	ROMHom	0,65	0,020 *	0,41	0,120
Total (n=53)	Cadera ⁽¹⁾	0,17	0,002 **	0,18	0,002 **
	Rodilla ⁽¹⁾	-0,09	0,030 *	-0,10	0,267
	Tobillo Flex ⁽¹⁾	-0,09	0,141	0,04	0,138
	Tobillo Ext ⁽²⁾	-0,28	0,086	0,04	0,116

Hombro Ext ⁽¹⁾	-0,17	0,220	-0,16	0,059
Hombro Flex ⁽²⁾	-0,02	0,334	-0,01	0,092
ROMHom	-0,13	0,216	0,05	0,036 *

r: valor correlación; Flex: flexión; Ext: extensión; (1) ángulos medidos en el instante de máxima flexión; (2) ángulos medidos en el instante de despegue; * p < 0,05; ** p < 0,01

6.3.2.3. Correlaciones entre la altura de salto y las variables cinéticas

Los resultados de la Tabla 30 muestran correlaciones positivas y significativas en la rapidez de producción de fuerza (RFD) para con los saltos realizados con balón (0,60 < r < 0.86) en los jugadores de las clases FT5, FT7 y FT8.

Tabla 30. Relación de la altura con la fuerza máxima y la rapidez de producción de fuerza.

		Sin balón		Con balón	
		r	Sig.	r	Sig.
FT5 (n=13)	Fmax	-0,44	0,077	0,40	0,090
	RFDmax	-0,38	0,114	0,86	0,001 **
FT6 (n=14)	Fmax	-0,36	0,096	-0,21	0,231
	RFDmax	-0,42	0,062	-0,07	0,402
FT7 (n=20)	Fmax	-0,21	0,203	-0,07	0,389
	RFDmax	0,19	0,227	0,65	0,001 **
FT8 (n=10)	Fmax	-0,48	0,093	0,25	0,241
	RFDmax	-0,53	0,072	0,60	0,035 *
Total (n=57)	Fmax	-0,25	0,094	0,03	0,178
	RFDmax	-0,15	0,101	0,36	0,101

Fmax: fuerza máxima; RFD: rapidez de producción de fuerza; r: valor correlación;
* p < 0,05; ** p < 0,01

6.3.2.4. Diferencias en la altura, fuerza máxima y rapidez de producción de fuerza en los saltos máximos con y sin balón

La prueba t de medidas relacionadas revela varias diferencias significativas (p < 0,01; p < 0,05) entre los saltos máximos sin y con balón (Tabla 31). Si bien la altura

de salto alcanzada es superior en todas las clases cuando el salto se produce sin balón, estas diferencias se muestran significativas en las clases FT6, FT7 y FT8, pero no en la FT5. Para la variable fuerza máxima, se encuentran diferencias en las clases FT7 y FT8, con valores superiores ejercidos en el salto con balón. Y en lo que respecta a la rapidez en la producción de fuerza, sólo los participantes de la clase FT5 muestra diferencias significativas en esta variable, con valores superiores en el salto máximo con balón.

Tabla 31. Diferencias en la altura, Fmax y RFDmax en los saltos sin y con balón.

		Sin balón		Con balón		t	(sig.)	d _g
		M	DT	M	DT			
FT5 (n=12)	Altura	35,89 ±	21,92	26,88 ±	4,09	1,362		1,04
	Fmax	2,51 ±	0,76	2,95 ±	0,47	-1,835		0,14
	RFDmax	29,71 ±	14,06	59,95 ±	33,46	-4,485	**	-0,81
FT6 (n=15)	Altura	38,24 ±	8,25	32,48 ±	9,84	2,556	*	1,28
	Fmax	2,52 ±	0,33	2,57 ±	0,40	-0,319		0,41
	RFDmax	42,51 ±	38,52	72,00 ±	115,52	-1,140		-0,10
FT7 (n=18)	Altura	38,68 ±	7,62	32,45 ±	6,61	3,752	**	1,35
	Fmax	2,32 ±	0,35	2,48 ±	0,35	-2,186	*	0,08
	RFDmax	28,12 ±	17,51	38,33 ±	25,22	-1,397		-0,02
FT8 (n=9)	Altura	43,58 ±	10,10	32,46 ±	6,32	2,470	*	1,98
	Fmax	2,12 ±	0,17	2,58 ±	0,20	-7,471	**	-0,70
	RFDmax	20,85 ±	3,84	24,43 ±	5,30	-1,898		0,09

Fmax: Fuerza máxima; RFD: rapidez de producción de fuerza; d_g: tamaño del efecto;

* p < 0,05; ** p < 0,01

6.3.2.5. Comparativa entre perfiles funcionales para los saltos máximos con y sin balón

El ANOVA de un factor (clase) realizado para las variables de resultados y producción de fuerza en el salto muestra una única diferencia significativa (Tabla 32), concretamente la fuerza máxima efectuada en el salto con balón [F(3,55) = 0,97, p < 0,01; $\eta_p^2 = 0,26$, grande).

Tabla 32. ANOVA para el factor perfil funcional en los saltos sin y con balón.

		F	(gl)	Sig.	η_p^2
Sin balón	Altura	0,65	(3,50)	0,588	0,04
	Fmax	1,92	(3,52)	0,138	0,10
	RFDmax	1,82	(3,52)	0,156	0,09
Con Balón	Altura	1,86	(3,56)	0,147	0,08
	Fmax	6,45	(3,55)	0,001 **	0,26
	RFDmax	1,79	(3,55)	0,160	0,09

Fmax: Fuerza máxima; RFD: rapidez de producción de fuerza; η_p^2 : tamaño del efecto; ** $p < 0,01$

El análisis HSD de Tukey muestra que, en el salto máximo sin balón, sólo hay una diferencia significativa entre las clases FT6 y FT8 en la variable de fuerza máxima aplicada para el salto (Tabla 33). Sin embargo, el mayor número de diferencias entre clases se encuentra en los valores de fuerza máxima generados en el salto máximo con balón (Tabla 34), concretamente en la clase FT5 con respecto a los tres perfiles funcionales. Adicionalmente, se encuentra una diferencia en la rapidez de producción de la fuerza (RFD) entre las clases FT5 y FT8.

Tabla 33. ANOVA para el factor clase en el salto máximo sin balón.

I	J	Altura			Fmax			RFDmax		
		(I-J)	sig.	d_g	(I-J)	sig.	d_g	(I-J)	sig.	d_g
FT5	FT6	-2,36	0,963	0,62	0,00	1,000	0,74	-11,78	0,530	0,36
	FT7	-2,79	0,935	0,55	0,19	0,676	1,07	1,59	0,997	0,83
	FT8	-7,70	0,52	0,46	0,39	0,192	1,52	8,86	0,794	1,67
FT6	FT5	2,36	0,963	-0,62	0,00	1,000	-0,74	11,78	0,530	-0,36
	FT7	-0,43	1,000	0,63	0,19	0,648	1,27	13,38	0,349	1,18
	FT8	-5,34	0,751	0,27	0,39	0,008	2,29	20,64	0,134	1,53
FT7	FT5	2,79	0,935	-0,55	-0,19	0,676	-1,07	-1,59	0,997	-0,83
	FT6	0,43	1,000	-0,63	-0,19	0,648	-1,27	-13,38	0,349	-1,18
	FT8	-4,91	0,779	0,26	0,20	0,678	1,46	7,27	0,852	1,29
FT8	FT5	7,70	0,52	-0,46	-0,39	0,192	-1,52	-8,86	0,794	-1,67
	FT6	5,34	0,751	-0,27	-0,39	0,008	-2,29	-20,64	0,134	-1,53
	FT7	4,91	0,779	-0,26	-0,20	0,678	-1,46	-7,27	0,852	-1,29

Fmax: Fuerza máxima; RFD: rapidez de producción de fuerza; * $p < 0,05$; ** $p < 0,01$; d_g : tamaño del efecto

Tabla 34. ANOVA para el factor clase en el salto máximo con balón.

I	J	Altura			Fmax			RFDmax				
		(I-J)	sig.	d_g	(I-J)	sig.	d_g	(I-J)	sig.	d_g		
FT5	FT6	-4,87	0,239	0,09	0,48	0,009	**	1,65	-7,86	0,985	0,63	
	FT7	-4,77	0,204	-0,17	0,54	0,001	**	1,93	27,12	0,559	1,49	
	FT8	-5,3	0,261	-0,12	0,47	0,024	*	1,85	39,71	0,008	**	2,29
FT6	FT5	4,87	0,239	-0,09	-0,48	0,009	**	-1,65	7,86	0,985	-0,63	
	FT7	0,10	1,000	0,69	0,07	0,955		0,92	34,98	0,355	1,10	
	FT8	-0,43	0,999	0,83	-0,01	1,000		0,80	47,56	0,241	1,34	
FT7	FT5	4,77	0,204	0,17	-0,54	0,001	**	-1,93	-27,12	0,559	-1,49	
	FT6	-0,10	1,000	-0,69	-0,07	0,955		-0,92	-34,98	0,355	-1,10	
	FT8	-0,53	0,997	0,80	-0,08	0,951		0,49	12,59	0,95	1,46	
FT8	FT5	5,30	0,261	0,12	-0,47	0,024	*	-1,85	-39,71	0,008	**	-2,29
	FT6	0,43	0,999	-0,83	0,01	1,000		-0,80	-47,56	0,241	-1,34	
	FT7	0,53	0,997	-0,80	0,08	0,951		-0,49	-12,59	0,95	-1,46	

Fmax: Fuerza máxima; RFD: rapidez de producción de fuerza; d_g : tamaño del efecto

* $p < 0,05$; ** $p < 0,01$

6.4. Control postural

6.4.1. Comparativa bipodal y unipodal, con ojos abiertos y cerrados

La prueba t de muestras relacionadas revela que no existen diferencias significativas al realizar el test unipodal con los ojos abiertos o cerrados (Tabla 35). Sin embargo, esta misma prueba sí muestra que existen diferencias significativas ($p < 0,01$) entre realizar el test bipodal con los ojos abiertos o cerrados, concretamente para los participantes de las clases FT6 y FT7 (Tabla 36). En lo que se refiere a la clase FT6, se alcanzaron superiores velocidades del centro de presiones en la plataforma de fuerzas (CdP), en el eje anteroposterior y con los ojos abiertos. Sin embargo, en los participantes de la clase FT7 se observan mayores

velocidades del CdP en el eje anteroposterior cuando se realizaba el test con los ojos cerrados. Además, la clase FT7 muestra una mayor velocidad global del CdP con los ojos cerrados.

Tabla 35. Estabilidad unipodal con ojos abiertos y cerrados.

		ojos abiertos		ojos cerrados		t (Sig.)
		M	DT	M	DT	
FT5 (n=3)	Tiempo prueba	14,39 ±	14,66	5,59 ±	4,33	0,804
	V. Medio-lateral	3,97 ±	1,44	18,44 ±	12,67	-1,784
	V. Antero-posterior	3,10 ±	1,73	9,78 ±	8,65	-1,134
	V.Global	5,66 ±	2,52	22,73 ±	16,63	-1,562
	Elipse 95%	25,36 ±	22,63	129,37 ±	69,94	-1,963
FT6 (n=3)	Tiempo prueba	22,56 ±	13,73	5,34 ±	1,26	2,012
	V. Medio-lateral	5,10 ±	1,26	6,67 ±	2,19	-0,820
	V. Antero-posterior	6,14 ±	2,25	9,52 ±	3,08	-2,314
	V.Global	8,88 ±	2,85	13,19 ±	2,75	-2,090
	Elipse 95%	45,94 ±	32,52	47,50 ±	21,63	-0,056
FT7 (n=4)	Tiempo prueba	26,19 ±	10,65	11,49 ±	6,16	2,653
	V. Medio-lateral	4,84 ±	2,29	7,58 ±	0,80	-2,653
	V. Antero-posterior	6,62 ±	5,80	11,89 ±	5,55	-2,049
	V.Global	9,06 ±	6,47	15,76 ±	4,97	-2,476
	Elipse 95%	56,78 ±	64,95	81,23 ±	47,42	-1,423
FT8 (n=2)	Tiempo prueba	31,48 ±	0,62	25,94 ±	7,78	0,933
	V. Medio-lateral	3,83 ±	2,40	5,23 ±	2,05	-5,630
	V. Antero-posterior	2,60 ±	1,45	5,72 ±	3,56	-2,088
	V.Global	5,05 ±	3,04	8,74 ±	4,63	-3,270
	Elipse 95%	8,41 ±	3,21	28,71 ±	18,35	-1,896

V: velocidad; M: media; DT: desviación típica

Tabla 36. Estabilidad bipodal con ojos abiertos y cerrados.

		ojos abiertos		ojos cerrados		t (Sig.)
		M	DT	M	DT	
FT5	Tiempo prueba	32,49 ± 2,15		31,28 ± 0,92		1,701
(n=3)	V. Medio-lateral	1,38 ± 0,11		1,46 ± 0,34		-0,561
	V. Antero-posterior	0,84 ± 0,14		0,92 ± 0,13		-2,086
	V.Global	1,78 ± 0,17		1,90 ± 0,32		-0,832
	Elipse 95%	2,60 ± 1,60		2,46 ± 1,45		0,196
FT6	Tiempo prueba	31,89 ± 2,44		31,19 ± 0,98		0,366
(n=3)	V. Medio-lateral	2,60 ± 0,76		2,35 ± 0,65		0,724
	V. Antero-posterior	2,40 ± 0,80		2,12 ± 0,80		6,305 *
	V.Global	3,95 ± 0,45		3,55 ± 0,89		1,349
	Elipse 95%	8,48 ± 6,11		8,81 ± 6,94		-0,200
FT7	Tiempo prueba	31,25 ± 1,02		32,67 ± 1,82		-1,719
(n=4)	V. Medio-lateral	1,52 ± 0,35		1,85 ± 0,50		-2,575
	V. Antero-posterior	1,07 ± 0,14		1,36 ± 0,18		-4,978 *
	V.Global	2,05 ± 0,36		2,55 ± 0,54		-3,355 *
	Elipse 95%	5,41 ± 4,86		8,80 ± 8,81		-1,600
FT8	Tiempo prueba	31,40 ± 0,39		31,27 ± 0,51		0,197
(n=2)	V. Medio-lateral	1,17 ± 0,31		1,55 ± 0,08		-2,314
	V. Antero-posterior	0,85 ± 0,05		1,35 ± 0,21		-2,710
	V.Global	1,59 ± 0,30		2,27 ± 0,11		-2,409
	Elipse 95%	3,06 ± 0,01		3,25 ± 1,45		-0,182

V: velocidad; M: media; DT: desviación típica; * p < 0,05

6.4.2. Comparativa entre perfiles funcionales en la estabilidad

El análisis ANOVA de un factor (clase) para la estabilidad muestra un mayor número de diferencias significativas en el test bipodal, concretamente para las velocidades del CdP (Tabla 37). Sólo se ha encontrado una diferencia significativa en los test unipodales, concretamente en el tiempo de prueba durante la situación con ojos cerrados.

Tabla 37. ANOVA para el factor clase en las situaciones con ojos abiertos y cerrados.

	Ojos Abiertos						Ojos Cerrados						
	Unipodal			Bipodal			Unipodal			Bipodal			
	F	Sig.	η_p^2	F	Sig.	η_p^2	F	Sig.	η_p^2	F	Sig.	η_p^2	
T. Prueba	0,946	0,463	0,26	0,325	0,808	0,11	7,828	0,009	**	0,75	1,053	0,421	0,28
V. M-L	0,304	0,822	0,10	5,588	0,023	*	0,68	2,489	0,134	0,48	2,003	0,192	0,43
V. A-P	0,825	0,516	0,24	9,291	0,006	**	0,78	0,498	0,694	0,16	4,062	0,05	0,60
V. Global	0,613	0,626	0,19	28,696	0,001	**	0,92	1,060	0,418	0,28	4,365	0,042	0,62
Elipse 95%	0,646	0,607	0,20	1,091	0,407		0,29	2,331	0,151	0,47	0,847	0,506	0,24

T: tiempo; V: velocidad; V. M-L: velocidad medio-lateral; V. A-P: velocidad antero-posterior; η_p^2 : tamaño del efecto; * $p < 0,05$; ** $p < 0,01$

El análisis HSD de Tukey muestra las siguientes diferencias significativas entre perfiles funcionales:

a) Situación con Ojos Abiertos:

▪ *Test Bipodal:*

- Velocidad Medio-Lateral: FT5-FT6 ($d = 0,24$), FT6-FT8 ($d = 0,64$)
- Velocidad Antero-Posterior: FT5-FT6 ($d = 0,05$), FT6-FT7 ($d = 0,14$), FT6-FT8 ($d = 0,59$)
- Velocidad Global: FT5-FT6 ($p < 0,001$) ($d = -1,15$), FT6-FT7 ($p < 0,001$) ($d = 1,09$), FT6-FT8 ($p < 0,001$) ($d = -0,20$)

b) Situación con Ojos Cerrados:

▪ *Test Unipodal:*

- Tiempo de Prueba: FT5-FT8 ($d = 1,66$), FT6-FT8 ($d = 2,709$), FT7-FT8 ($d = 1,55$)

▪ *Test Bipodal:*

- Velocidad Antero-Posterior: FT5-FT6 ($d = 0,32$)
- Velocidad Global: FT5-FT6 ($d = -0,053$)



Discusión

7. Discusión

En para-deporte, y en fútbol PC en particular, la clasificación es un elemento único y distintivo con respecto al deporte regular, permitiendo una práctica lo más equitativa posible (Reina, 2014). El desarrollo de sistemas de clasificación basados en evidencias está presente en las agendas de todas las federaciones internacionales cuyos para-deportes están, o aspiran a estarlo, en el programa de los Juegos Paralímpicos, siendo preciso su desarrollo específico para cada para-deporte y mediante investigación multi-disciplinar (IPC, 2015). Se trata pues de evaluar el impacto que diferentes impedimentos elegibles, y la severidad de los mismos, tienen en las habilidades demandadas en cada para-deporte (Tweedy y Vanlandewijck, 2011), avanzando a su vez en evaluar el impacto que tendría sobre el rendimiento deportivo (Tweedy et al., 2014). Aunque la presente tesis doctoral se centra en la evaluación de diferentes perfiles funcionales, heredados de CPISRA (2011), sobre habilidades básicas como la marcha, la carrera, el salto o el control postural, la concurrencia de estos perfiles funcionales en otros para-deportes como el para-atletismo (clases T35-T38), aporta un conocimiento novedoso al respecto, en tanto en cuanto no hay estudios biomecánicos previos que diferencien entre tales perfiles funcionales.

Abordaremos la presente discusión atendiendo a la estructura de presentación de los resultados, integrando los hallazgos de los diferentes análisis para evidenciar cada uno de los perfiles funcionales, facilitando así la lectura de esta sección de la tesis doctoral al lector.

7.1. Cinemática de la marcha y la carrera

7.1.1. Análisis cinemático de la marcha en los diferentes grupos

Uno de los primeros estudios que evaluó con videografía tridimensional los patrones de marcha en personas con PC (Wren et al., 2005), enumeró los problemas más comunes en este patrón de movimiento, a saber: una flexión excesiva de la cadera, rigidez en la rodilla, y pie equino, habiéndose encontrado diferencias entre los diferentes perfiles funcionales (Tabla 5). Nuestro estudio aporta como novedad el estudio de las asimetrías al comparar la cinemática de los lados D y ND.

Atendiendo a los perfiles funcionales de la *Cerebral Palsy International Sports and Recreation Association* (CPISRA, 2011), también usado como estándar de clasificación por la *American College in Sport Medicine* para el colectivo de personas con PC (Laskin, 2009), analizaremos a continuación las principales aportaciones del presente estudio.

Los deportistas de la **clase 5** (FT5 en fútbol PC y T35 en para-atletismo) se caracterizan por tener una diplejía (afectación principal en las extremidades inferiores), diplejía asimétrica, doble hemiplejía o patrón distónico en las extremidades inferiores (Reina, 2014). Uno de los hallazgos encontrados en el análisis de la cinemática de la marcha muestra una flexión excesiva de la cadera, con mayores ángulos en el lado dominante, unido a una mayor aducción de cadera. Este hallazgo se ajusta precisamente a los participantes de la clase FT5, caracterizados por una espasticidad bilateral o diparesia, donde la espasticidad limita el rango de movimiento de las extremidades inferiores (Reina et al., 2016). Además, cabe indicar que la espasticidad en el tren inferior se manifiesta con una mayor hipertonia en la musculatura extensora o anti gravitatoria (Sanger et al., 2003), limitando así la extensión de cadera y la adopción de una postura totalmente erguida. Esta caracterización se ve apoyada por las diferencias halladas

en prácticamente todos los movimientos articulares de la cadera de esta clase con respecto a los otros perfiles funcionales (Tabla 6).

Wren et al. (2005) describieron que los participantes con diplejía tenían una característica rigidez de la rodilla y pie equino, donde el/los pie/s se encuentran en una notable posición de flexión plantar, en aducción e inversión, por lo que al caminar se apoyan en gran parte de la región anterior del pie y el talón no entra en contacto con el suelo (Tablas 6 y 7). Por su parte, Simon et al. (2015) demostraron que la hipertonía en extremidades inferiores limita tanto el movimiento voluntario como el pasivo, provocando anomalías por torsión y deficiente alineación pélvica. Esta descripción de la posición de los pies casa con los resultados encontrados de mayor abducción de los tobillos de los participantes FT5 de nuestro estudio. En cuanto a las asimetrías de la marcha en este perfil funcional, encontramos que la cadera presenta mayor grado de flexión en el lado D que en el lado ND; amén de una mayor flexión y abducción del tobillo en el lado D. Dado que en este perfil se encuadran personas con doble hemiparesia (afectación de dos hemicuerpos, pero uno más afectado que el otro) es plausible pensar que la extremidad dominante adopte un rol dominante en la marcha, de manera que para dar un mayor paso, haya que realizar una mayor flexión de la rodilla que permita ampliar la zancada. Esta hipótesis puede verse apoyada por el mayor grado de extensión de la rodilla en el lado ND, unido a una mayor rotación interna de ésta y una mayor aducción del tobillo. Tales angulaciones en el lado ND implicarían un paso más corto, que deben ser compensados con una mayor acción de la extremidad inferior D.

En lo que respecta a la **clase 6** (FT6 en fútbol PC y T36 en para-atletismo), el estudio de Wren et al. (2005) habla de un grupo de participantes con afectaciones de las extremidades superiores en similar grado a las observadas en las inferiores, siendo un grupo de participantes con capacidad para caminar y correr, con las siguientes principales características: notable flexión y aducción de cadera, rigidez en la

rodilla y varo. Los participantes de nuestro estudio son los que más rotan la rodilla cuando caminan, siendo además los que menos la extienden, lo que concuerda en parte con los hallazgos de Wren et al. (2005). Además, este grupo muestra varias diferencias para con los otros tres perfiles funcionales en los movimientos de las tres articulaciones analizadas.

Considerando las asimetrías, en el lado D, la cadera, rodilla y tobillo muestran una mayor flexión, y además el tobillo alcanza una mayor supinación y extensión. Considerando que estos participantes presentan tetraparesias donde el impedimento primordial es la discinesia o la ataxia, los hallazgos mostrados serían indicativos de una mayor funcionalidad del lado D, en un perfil donde es frecuente el uso de estrategias compensatorias para estabilizarse, debido al impacto de los movimientos involuntarios o la característica falta de coordinación (Reina et al., 2016). Esta hipótesis se vería apoyada por los resultados encontrados para con el movimiento de la cadera, el cual no llega a ser plenamente simétrico, denotando un posible impacto por discinesia o ataxia, dificultando el mantenimiento de una marcha estable y/o erguida, ya que es frecuente la aparición de movimientos involuntarios o fluctuaciones del tono muscular (Reina, 2014).

El tercer perfil que podemos identificar en el colectivo que nos ocupa es el de las personas con espasticidad unilateral o hemiparesia, para los que Wren et al. (2005) encontraron: rigidez en la rodilla, flexión excesiva de la cadera, y una alta probabilidad de varo en el tobillo. Esta caracterización casa con la propuesta para aquellos catalogados dentro de la **clase 7**, es decir, hemiplejía espástica con grado 2-3 en el hemicuerpo afectado, tanto en Fútbol PC (IFCPF, 2015) como para atletismo (WPA, 2017). Los resultados de este estudio constatan la existencia de asimetrías durante la marcha, con mayores angulaciones en flexión de la cadera y la rodilla de la extremidad inferior D, y apoyado por una mayor aducción y pronación del tobillo de la extremidad inferior ND. Estas características confirmarían que la extremidad inferior D o no afecta es la que contribuye con una

mayor zancada durante la marcha, por lo que la presencia de varo en el lado ND contribuiría a la “cojera” que a veces caracteriza a las personas de este perfil funcional (Liendo, 2014).

El estudio de Wren et al. (2005) constató que durante la marcha hemipléjica existe un aumento de la flexión de la rodilla en el lado afecto y rigidez en la rodilla, difiriendo de los hallazgos de Bleck (1987), quien afirmaba que la presencia de varo es habitual en sujetos con hemiparesia, similar a nuestro estudio por la notable abducción en la rodilla de los participantes de este perfil funcional. Por su parte, Winters et al. (1987) describen cuatro patrones de marcha hemipléjica, caracterizados por pie equino, rigidez de rodilla, tensión en flexión de la cadera y afección de los aductores; a lo que Wren et al (2005) añaden la flexión de rodilla en la fase de entrada o previa al apoyo/paso. Así, nuestro estudio constata la presencia de pie equino, rigidez de rodilla y excesiva flexión de cadera en la extremidad inferior ND, tal y como puede apreciarse en las comparaciones por pares con la clase 8 (Tablas 6, 7 y 8).

Por lo que respecta a los participantes de la **clase 8**, cabe indicar que éstos pueden presentar cualquiera de los perfiles funcionales expuestos para las clases 5 a 7, pero con un nivel de afectación o severidad inferior (CPISRA, 2011; IFCPF, 2015; WPA, 2017). Se constata la presencia de ciertas asimetrías durante la marcha, donde la cadera del lado D muestra una mayor flexión y abducción, la rodilla un mayor rango de flexión, y el tobillo una mayor abducción. Por su parte, la extremidad inferior del lado ND manifiesta mayores valores de aducción y rotación interna en la cadera; mayor extensión de rodilla, aducción y rotación interna; y el tobillo también con mayor aducción. Dado que esta clase puede incluir personas con diplejía, diplejía asimétrica, hemiplejía y/o distonía (Reina, 2014), estas diferencias intra-sujeto podrían ser de interés para determinar el denominado criterio mínimo de impedimento (IPC, 2016), que permita ver el impacto del impedimento elegible sobre una actividad tan básica y presente en cualquier para-

deporte como es la marcha en bipedestación. Con respecto al resto de clases, los participantes de la clase FT8 son los que manifiestan menores ángulos de flexión de cadera, pudiendo ser un indicativo de una marcha más funcional, en tanto en cuanto el paso podría estar determinado por una mayor flexión/extensión de rodilla y un actividad más funcional del tobillo. Salvo para el movimiento de aducción de la cadera, este grupo muestra numeras diferencias con los otros tres perfiles funcionales, tanto en articulaciones como sus respectivos movimientos anatómicos.

La Tabla 38 resume los principales hallazgos detectados en la marcha en el estudio de Wrent et al. (2005), confrontados con los de la presente tesis doctoral. Se demarca con una X el lado en el que se ha destacado el mayor ángulo durante la marcha.

Tabla 38. Comparativa de los principales hallazgos en la marcha en comparación con Wren et al. (2005).

		Wren et al. (2005)			Presente Tesis Doctoral							
		Diparesia	Tetraparesia	Hemiparesia	FT5		FT6		FT7		FT8	
					ND	D	ND	D	ND	D	ND	D
cadera	Flexión	X	X	X		X		X		X		X
	Extensión											
	Abducción											X
	Aducción		X								X	
	Rotación externa											
	Rotación interna											X
rodilla	Flexión							X		X		X
	Extensión	X	X	X	X		X				X	
	Abducción		X									
	Aducción											X
	Rotación externa							X				
	Rotación interna				X		X					X
tobillo	Flexión					X		X				
	Extensión						X					
	Abducción					X						X
	Aducción	X	X	X	X				X	X	X	
	Rotación externa							X				
	Rotación interna							X	X			

La Figura 17 muestra visualmente las diferencias significativas respecto a la marcha y la carrera en relación con los máximos ángulos alcanzados durante el desarrollo de éstas, contraponiendo a su vez los lados D y ND. Con respecto a esta

visualización, cabe indicar que la postura de las figuras es hipotética, ya que en este estudio se han medido los ángulos máximos y mínimos durante todo el ciclo completo de la marcha y la carrera, por lo que no podemos afirmar que estos ángulos máximos y mínimos se den un momento preciso. Así, las figuras anatómicas representadas se han realizado basándonos en la descripción (cualitativa) de los distintos perfiles funcionales según la literatura y los datos emergidos del presente estudio.

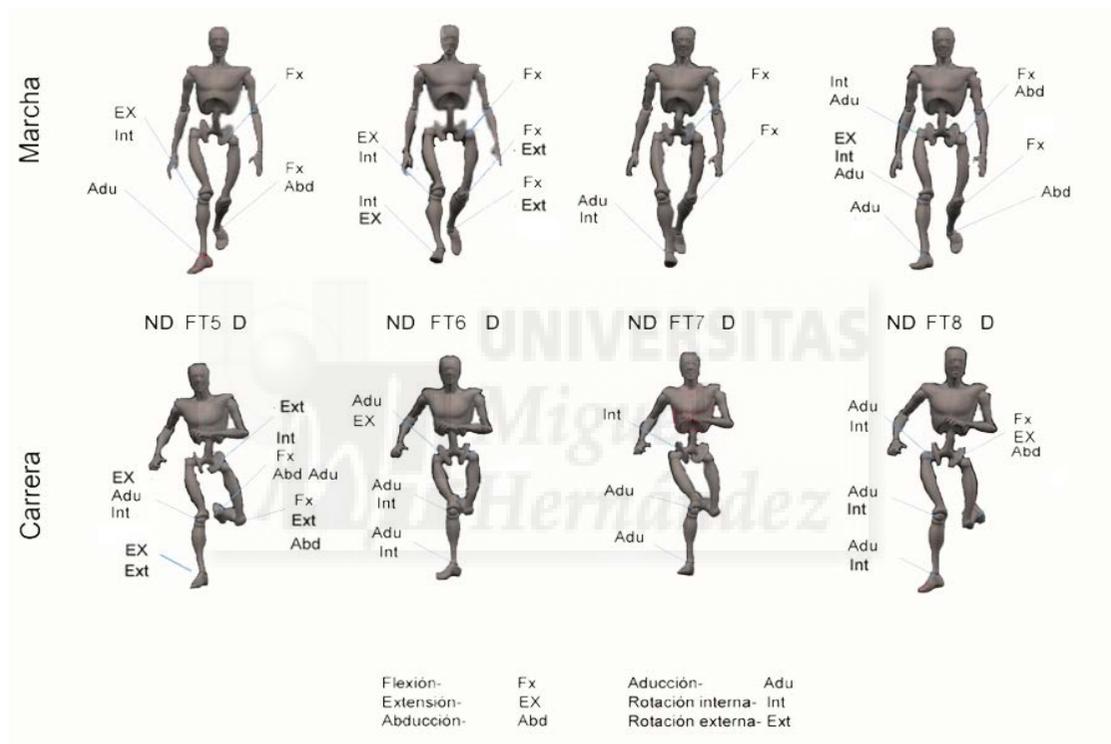


Figura 17. Ángulos Máximos alcanzados durante la marcha y la carrera.

7.1.2. Asimetrías en la marcha y la carrera

La asimetría durante la marcha en las extremidades inferiores es una característica que incluso podemos encontrar en población sana, explicadas por el hecho de que una extremidad inferior se encarga principalmente del equilibrio y el apoyo,

mientras que la otra aporta más propulsión (Sadeghi, Allard, Prince y Labelle, 2000). La PC es un colectivo donde estas asimetrías son frecuentes, pero especialmente en aquellos individuos con hemiparesia (Ko, Jameson, Chang y Sponseller, 2011).

Algunos estudios indican que las asimetrías que se encuentran enmascaradas durante la marcha aparecen más claramente durante la carrera, ya que durante la marcha el sujeto sería capaz de compensar el impacto del impedimento. Sin embargo, durante la carrera, se crean demandas de cargas más altas en el sistema neuromuscular, generando un aumento de las asimetrías entre extremidades (Burkett, Smeathers y Barker, 2003; Isakov, Kranjik, Gregoric y Marinek, 1996; Prince, Allard, Therrien y Fayden, 1992). La Tabla 39 mostraría esta premisa, ya que algunas asimetrías que no aparecían durante la marcha, sí lo hacen durante la carrera. Específicamente, dichas asimetrías se manifiestan más notablemente en los participantes de las clases FT5 y FT7, caracterizados por espasticidad en las extremidades inferiores, bilateral y unilateral respectivamente. No obstante, las diferencias entre pares de grupos se ven reducidas en número de variables donde éstas se dan (Tabla 17).

El estudio de Böhm y Döderlein (2012) evidenció diferencias significativas en las asimetrías en personas con hemiplejía y diplejía, tanto en la marcha como en la carrera, tales como: i) superior inclinación de cadera y flexión de ésta, tanto en la diplejía como la hemiplejía; ii) en la extensión de rodilla en la hemiplejía y la flexión en la diplejía; e iii) todas las asimetrías significativas de la marcha fueron mayores al correr, tanto en hemiplejía como en diplejía. Nuestro estudio encuentra resultados similares a los Böhm y Döderlein (2012). Así, por ejemplo, el aumento de las asimetrías para con la clase FT5 en la carrera, especialmente en las que se refiere a la rodilla, sería indicativo del rol de propulsión que hace la extremidad inferior D en este perfil funcional, venciendo las restricciones provocadas en la longitud de la zancada por la espasticidad de las extremidades inferiores (Reina et

al., 2016; Simon et al., 2015). En cambio, estas asimetrías entre patrones motores difieren en el caso de las hemiparesias, donde existen mayores asimetrías durante la marcha que en la carrera, sobre todo para con la cadera y el tobillo. La cinemática de la marcha en adultos con PC se ha evidenciado por asimetría entre extremidades, menor longitud de zancada y mayor tiempo de apoyo (Unnithan, Dowling, Frost y Bar-Or, 1996). En cambio, durante la carrera habría un apoyo más fluido, requiriendo una menor acción, y por ende rango de movimiento requerido, de dorsiflexión y flexión plantar (Reina et al., 2016; WPA, 2017). Por lo tanto, las asimetrías en la acción de apoyo (p.e. más aducción de cadera del lado ND) del pie podrían estar explicadas por las compensaciones realizadas por el sujeto debido al impedimento neurológico unilateral (Kloyiam, Breen, Jakeman, Conway y Hutzler, 2011).

Sin embargo, las asimetrías se atenúan en las clases FT6 y FT8, habiendo más en la marcha que en la carrera. En el caso de los participantes de la clase 6, algunos manuales de clasificación han constatado que el impacto de la discinesia es menor en actividades cíclicas o frecuentes para el sujeto, amén de un mejor equilibrio dinámico que estático (IFCPF, 2015; WPA, 2017), habiendo evidenciado aquí este parámetro cualitativo de este perfil. Dado que los participantes de la clase 8 pueden tener un tono espástico, discinético o atáxico, mínimamente afectado, la carrera puede atenuar las diferencias D y ND por un tiempo de apoyo durante los pasos, mitigando el impacto de la espasticidad para con la dorsi-flexión y flexión-plantar que pueden presentar los sujetos con diparesia y hemiparesia (Reina et al., 2016).

Tabla 39. Porcentaje de diferencias significativas por clase y entre clases para la marcha y la carrera.

		Marcha				% Total Clases		Carrera				% Total Clases	
		FT5	FT6	FT7	FT8	D	ND	FT5	FT6	FT7	FT8	D	ND
Cadera	Flexion	D	D	D	D	100					D	100	
	Extensión								ND		D	50	50
	Abducción				D	100					D	100	
	Aducción				ND		100		ND		ND		100
	Rotación externa							D				100	
	Rotación interna				ND		100			ND	ND		100
Rodilla	Flexion		D	D	D	100		D				100	
	Extensión	ND	ND		ND		100	ND					100
	Abducción							D				100	
	Aducción				ND		100	ND	ND	ND	ND		100
	Rotación externa		D			100		D				100	
	Rotación interna	ND	ND		ND		100	ND	ND		ND		100
Tobillo	Flexion	D	D			100		D				100	
	Extensión		ND				100	ND					100
	Abducción	D			D	100		D				100	
	Aducción	ND		ND	ND		100	D	ND	ND	ND	25	75
	Rotación externa		D			100		ND					100
	Rotación interna		ND	ND			100	D	ND		D	66	34
% Total por clase (D/ND)		50/50	55/45	50/50	40/60			62/38	0/100	0/100	55/45		

7.2. Cinética de la marcha y la carrera

En personas sanas, la postura de la marcha está directamente relacionada, e influenciada, con la velocidad de ésta. La variabilidad de la pisada está muy influenciada por el peso corporal y la altura, siendo mayor en los ejes en los cuales el individuo aplica una mayor fuerza. Además, la variabilidad de la pisada es más alta durante el contacto inicial de ésta, siendo mayores las fuerzas aplicadas en el eje medio-lateral (Giakas y Baltzopoulos, 1997). Así, suele existir una simetría entre los lados D y ND, de manera que las mayores diferencias se encontrarían en los tiempos de apoyo (Giakas y Baltzopoulos, 1997). Parece complejo predecir de forma directa la relación entre las fuerzas en la fase de apoyo-impulso, si bien se han evidenciado aumentos de los picos máximos y decrecimiento de los mínimos en lo que respecta a la fuerza ejercida cuando se aumenta la velocidad de la marcha, estrechamente relacionados con el centro de masas y la velocidad-aceleración de cada individuo (Nilsson y Thorstensson, 1989). De las dos variables cinéticas empleadas en nuestro estudio, el tiempo de pisada se muestra como

aquella que más diferencias entre grupos puede arrojar (Tabla 11: marcha, Tabla 23: carrera).

La fuerza ejercida con respecto a la superficie de desplazamiento en personas con determinadas patologías como la PC es más evidenciable debido a los diferentes patrones funcionales descritos en epígrafes anteriores. El impacto de la espasticidad, unilateral o bilateralmente, así como los problemas de coordinación derivados de discinesia o ataxia, provocarían movimientos diferenciados del centro de masas, así como diferentes velocidades-aceleraciones durante la fase de apoyo-impulso en cada individuo (Jahnke, et al., 1995). Así, por ejemplo, los participantes de la clase 6 muestran mayores tiempos de pisada que los de las clases 7 y 8 (Tablas 24 y 25), evidenciando así el impacto de los problemas de coordinación que puede darse durante la ejecución de gestoformas como la marcha o la carrera.

La Tabla 40 resume las diferencias significativas halladas en el análisis cinético de la marcha y carrera, comparando las posibles asimetrías entre lados D y ND. Para los participantes de la **clase FT5**, encontramos mayores picos de fuerza en el eje medio-lateral en la extremidad inferior D, una mayor fuerza en el eje vertical durante la fase de frenado y una mayor fuerza en el eje antero-posterior durante el impulso con la extremidad inferior ND. Esta forma de ejercer las fuerzas sobre la marcha podría explicar la función estabilizadora que la extremidad inferior D también ejercería sobre la marcha (superiores fuerzas ejercidas en el eje medio-lateral), o bien por la dificultad para proyectar el paso en el eje antero-posterior. Así, las mayores fuerzas ejercidas por la extremidad inferior ND en la fase de frenado explicaría que sobre esta extremidad inferior recae el balanceo del centro de masas, requiriendo por consiguiente de un mayor impulso para poder lanzar un paso generalmente caracterizado por ser corto por la presencia de espasticidad. Esta hipótesis podría verse apoyada por las diferencias halladas en los tiempos de pisada en el eje vertical en el momento en el que se ejerce un apoyo plantar completo -valle- con la extremidad inferior D.

Durante la carrera, todos los grupos (excepto la clase FT6) presentaron diferencias significativas al generar fuerza de impulso en el eje vertical, con mayores magnitudes de fuerza en la extremidad inferior ND. Estos hallazgos podrían ser indicativos de una menor funcionalidad de la extremidad inferior ND, ya que una de las principales características en la PC es la debilidad y la excesiva co-contracción muscular (Damiano, Martellotta, Sullivan, Granata y Abel, 2000). Estas limitaciones son especialmente visibles en aquellos sujetos con espasticidad, ya que este tipo de tono es dependiente de la velocidad de contracción (Sanger et al., 2006), de ahí que se puedan ver estas diferencias más notablemente con el aumento de la velocidad de desplazamiento en la carrera. En este sentido, nuestros participantes de la clase FT5 muestran mayor tiempo de pisada en la fase de impulso con el lado ND. En las comparaciones por pares, encontramos diferencias en las fases de frenada y valle en el eje vertical y el valor máximo en el eje mediolateral para con las clases 7 y 8, así como un mayor impulso con respecto a estas mismas clases en el eje anteroposterior.

Siguiendo con la interpretación de nuestros resultados acerca del efecto de la espasticidad en la marcha con respecto a la carrera, nos centremos a continuación en la **clase FT7** (espasticidad unilateral). En la marcha, encontramos que los individuos de esta clase mostraron un mayor pico de fuerza en el eje medio-lateral con la extremidad inferior D, así como una mayor fuerza en el eje vertical durante la fase de valle con la extremidad inferior ND, siendo indicativos de la característica “cojera” de este perfil. Así, los superiores picos de fuerza en las fases de frenado y valle durante la carrera, con valores superiores para la extremidad inferior ND, sería indicativo de una menor funcionalidad de ese hemicuerpo, pudiendo así impactar en la ejecución de una carrera fluida y simétrica. Esta hipótesis podría apoyarse por el hecho de que los individuos de este perfil funcional presentan un mayor pico de fuerza en la extremidad inferior ND durante la fase de impulso, evidenciando que para hacer un apoyo rápido en la dirección de carrera se requiere de una mayor fuerza, o que esta es ejercida con una acción menos funcional (p.e.

menor rango de movimiento del tobillo por la espasticidad). Así, el lado D realiza un menor tiempo de apoyo en la pisada, característico de la carrera en esta clase (WPA, 2017), generando la mayor cantidad de potencia en el mínimo tiempo posible (Reina et al., 2016). Algunas de estas diferencias se observan al comparar el lado no dominante con respecto a la clase más funcional, es decir, la clase FT8.

Analizando los hallazgos obtenidos para la **clase FT6**, encontramos para la marcha picos de fuerza superiores en la extremidad inferior D, en la fase de valle en el eje vertical. Debido a que los individuos de este perfil funcional presentan, por lo general, problemas de coordinación y estabilidad, es plausible pensar que el lado dominante puede ejercer una labor compensatoria de los movimientos involuntarios que presentaría este grupo (Campayo-Piernas, 2016). Así, durante la carrera, este grupo muestra de nuevo que la extremidad inferior D realiza mayores picos de fuerza en el eje antero-posterior durante la fase de frenado, pudiendo dotar de cierta estabilidad al patrón de carrera en la dirección del desplazamiento (Reina et al., 2016).

Por lo que respecta a la **clase FT8**, encontramos, por ejemplo, un mayor pico máximo de fuerza en el eje antero-posterior con la extremidad inferior D durante la fase de frenado en la marcha, siendo superior para la ND en el eje antero-posterior durante la fase de impulso. Además, también durante la marcha, se encontraron mayores tiempos de contacto del lado ND en diferentes variables analizadas. Considerando los diferentes perfiles funcionales que podemos encontrar en esta clase, estos resultados nos podrían hacer pensar que las asimetrías dadas en el colectivo de personas con PC pueden influir en el rol de cada extremidad inferior para con las funciones de impulso, frenado y estabilización. Además, algunas variables como la magnitud de la pisada en la fase de frenado en el eje vertical durante la marcha, el tiempo de pisada durante el impulso en el eje anteroposterior en la marcha, o el tiempo de pisada durante la fase de frenado en el eje anteroposterior durante la carrera, se presentan como variables de interés

para determinar diferencias entre esta clase y los otros tres perfiles con un nivel de afectación más notable.

Tabla 40. porcentaje diferencias significativas por clase y entre clases y variable.

		Magnitud de la pisada				% total clases		Tiempo de la pisada				% total clases	
		FT5	FT6	FT7	FT8	D	ND	FT5	FT6	FT7	FT8	D	ND
Marcha	E.V.frenado	ND					100				ND		100
	E.V.valle		ND	ND			100	D			ND	50	50
	E.V.impulso										ND		100
	E.A.frenado				D		100				ND		100
	E.Aimpulso	ND			ND		100				ND		100
	E.M.maximo	D		D			100				ND		100
			25/75	0/100	50/50	50/50			100/0	0/0	0/0	0/100	
Carrera	E.V.frenado			ND			100	ND	ND	ND			100
	E.V.valle			ND			100			ND			100
	E.V.impulso	ND		ND	ND		100	ND	D	ND	25	75	
	E.A.frenado		D		ND	50	50						
	E.Aimpulso			ND			100	ND		ND	ND		100
	E.M.maximo		ND		ND		100	ND		ND			100
			0/100	50/50	0/100	0/100			0/100	0/100	20/80	0/100	

E.V: Eje vertical; E.A: Eje anteroposterior; E.M: Eje Mediolateral

7.3. El salto

El salto con contra-movimiento (CMJ) es un salto que suele ser bastante simétrico, si bien se han constatado menores valores de rendimiento en este tipo de salto en futbolistas con parálisis cerebral (Yanci et al., 2016). Bobbert y Casius (2005) afirman que la altura y la eficacia de un salto están muy ligadas y determinadas por la fase de contra-movimiento, la eficiente activación muscular y la extensión de la cadera; unido a las aportaciones de Wagner et al. (2009), que incluyen la hiperextensión del hombro y la velocidad horizontal de éste para lograr mayores alturas. Sin embargo, la utilización del balón, simulando un remate de cabeza, provocaría una mayor asimetría en los saltos (Wagner et al., 2009). En cualquier caso, el análisis de posibles asimetrías en la fase excéntrica y concéntrica del salto vertical, así como el estudio de las relaciones con la altura alcanzada en las dos situaciones realizadas (sin y con balón), puede ser de interés en tanto en cuanto la

fuerza y su componente explosivo-elástico tienen una repercusión directa sobre el desarrollo de la marcha y la carrera (Bosco, 2000).

Desde el punto de vista cinemático, los jugadores de la **clase FT5** mostraron una mayor flexión de tobillo del lado D, pudiendo ser un indicativo que la extremidad inferior menos afectada (menos espasticidad = mayor rango de movimiento = menos co-contracción) pudiera contribuir con más impulso a este tipo de salto vertical. Este perfil funcional muestra un mayor número de diferencias significativas, siendo similares tanto en el lado D como ND, a excepción del ángulo de la rodilla, que sólo es significativo en el lado ND. Las correlaciones halladas para esta clase con la altura de salto alcanzada, tanto en el lado D como ND, corroborarían la limitada capacidad de salto que suele mostrar este perfil funcional (Campayo-Piernas, 2016; Yanci et al., 2016), pudiendo relacionarse con limitaciones en otras acciones del juego como el sprint o los cambios de dirección (Reina et al., 2016). Así, las correlaciones bilaterales y negativas en los ángulos de cadera o flexión de tobillo serían un indicativo del impacto de la espasticidad en la capacidad de salto, máxime cuando es un salto que requiere una rápida acción excéntrica-concéntrica para alcanzar la máxima altura posible (Damiano et al., 2000). Estas limitaciones en la producción de fuerza por presencia de espasticidad se ven apoyadas por la menor rapidez en la producción de fuerza (RFD) que la clase FT5 muestra con respecto a la FT8, o que esta clase sea la que menos fuerza máxima es capaz de generar en el salto con respecto a los otros tres perfiles funcionales. La buena activación de los músculos tiene mucho que ver con la eficacia y la altura del salto, ya que esta activación va muy ligada a la fase de contra-movimiento que se genera previa al salto, permitiendo que los músculos extensores de la cadera produzcan más fuerza y mayor potencial de trabajo, al igual que la velocidad para generar dicha fuerza también es decisiva en la eficacia y la altura del salto (Bobbert y Casius, 2005).

No obstante, llama la atención la correlación negativa encontrada en el rango de movimiento de los hombros y la altura de salto, cuando podría ser entendible una compensación de la limitación en la acción de impulsión por parte de las extremidades inferiores, con una acción balística de las superiores que impulsaría el cuerpo hacia arriba. Podría ser razonable pensar que el movimiento de los brazos pudiera ir en armonía (y amplitud) al grado de flexión de las extremidades inferiores en la fase excéntrica, por lo que esa menor flexión mostrada podría provocar una menor acción de impulso de los brazos (Runciman, Tucker, Ferreira, Albertus-Kajee y Derman, 2016).

Aprovechando el hilo conductor en relación al impacto de la espasticidad en las extremidades inferiores para con la capacidad de salto, en lo que respecta a la **clase 7**, encontramos ciertas asimetrías que explicarían el impacto de la hemiparesia en la capacidad de salto. Así, el mayor rango de flexión del hombro del lado D durante la fase de batida podría ser utilizado para dotar de mayor impulso al hemicuerpo no afectado, compensando las limitaciones de generar potencia de salto en el lado espástico (Stackhouse, Binder-Macleod y Lee, 2005). Cabe recordar para esta clase que, a excepción de las correlaciones positivas en los lados D y ND con respecto a la cadera, el lado ND mostró relaciones significativas con la altura de salto en cuanto a la rodilla (+), y la extensión y flexión de tobillo (-); además de relaciones positivas y significativas para con la flexión y el rango de movimiento del hombro del lado D. A tenor de estos hallazgos, podríamos describir un patrón de salto vertical para este perfil funcional en el que: i) el tobillo que puede estar contracturado por espasticidad contribuiría menos al salto, pudiendo ser compensado por una mayor flexión de la rodilla para generar potencia de salto; ii) el pie que muestra más capacidad de flexión podría ser indicativo de una mayor contribución al salto por acción activa; e iii) el brazo no afectado contribuye significativamente al salto como estrategia compensatoria. Todo ello, de forma conjunta, ayudaría a la extensión de la cadera y, por ende, a conseguir la mayor altura de salto posible (Bobbert y Casius, 2005).

En lo que respecta a la cinemática del salto en la **clase 6**, encontramos diferencias en algunas variables del tren superior, con valores superiores al lado D. Considerando las posibles posturas anormales y movimientos involuntarios de los participantes de esta clase (Cans, Dolk, Platt y Colver, 2007), sería plausible pensar que el lado dominante pueda ser utilizado como elemento propulsivo y estabilizador para el salto vertical. Esta hipótesis podría corroborarse en las relaciones encontradas en la situación de salto con balón: bilateralmente, positivas para la cadera y negativas para la extensión de hombro, y unilateralmente para el lado D en la extensión y flexión del tobillo. De esta manera, podría usarse el tren inferior para generar potencia de salto y las extremidades superiores para estabilizar el cuerpo durante el salto vertical. En este sentido, cabe indicar que la diferencia encontrada en la capacidad de fuerza máxima generada en el salto por parte de los participantes de esta clase, en comparación con los de la clase FT8, podría explicar también la dificultad para generar potencia para el salto, al menos de una forma controlada. De esta manera, éste es el único de los cuatro perfiles funcionales donde la RFD no correlaciona con la altura de salto alcanzada, específicamente en el salto con balón.

Y en lo que respecta a los participantes de la **clase FT8**, sigue resultando complejo la interpretación de las asimetrías halladas, en tanto en cuanto se integran participantes con los tres perfiles funcionales anteriores, pero mínimamente afectados. En cualquier caso, encontramos una única relación significativa en la angulación de la rodilla del lado D en el salto sin balón; y correlaciones significativas y positivas para la flexión del tobillo y el rango de movimiento del hombro en el lado ND; y con la flexión de hombro en el D en el salto con balón. Estas relaciones podrían indicar que niveles de impedimento más bajos pueden ser movilizados para el salto (Campayo-Piernas, 2016), a diferencia de otros perfiles donde la espasticidad tenía un impacto negativo en la capacidad de salto.

Quisiéramos acabar este epígrafe de la discusión respecto al salto indicando que, si bien la altura de salto alcanzada es superior en todas las clases cuando el salto se produce sin balón, estas diferencias se muestran significativas en las clases FT6, FT7 y FT8, pero no en la FT5. Este resultado reforzaría la explicación otorgada al impacto de la espasticidad (bilateral) para con la capacidad de salto. Además, las correlaciones positivas encontradas en las clases FT7 y FT8 en los valores de RFD con la altura de salto en el test con balón reforzaría el hecho de que los individuos de la clase FT6 muestran mayores dificultades de coordinación del salto, máxime en este caso donde deben realizar ajustes para hacer el remate de cabeza. Estas correlaciones encontradas en los test con balón y sin balón podrían ser indicativo de que la mecánica de salto (expresada en términos de RFD) podría variar cuando se hace un salto máximo o ajustado a un objetivo externo, como es el caso del balón.

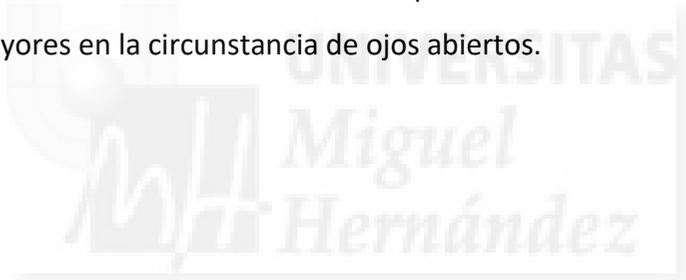
7.4. Control postural

Las inestabilidades posturales pueden darse en sentido antero-posterior y/o medio-lateral (Baydal-Bertomeu et al., 2004), por lo que las inestabilidades provenientes del análisis del movimiento de CdP demostrarían que el simple hecho de tener que mantener el equilibrio con una sola extremidad inferior representa una tarea complicada para personas con PC. Es decir, mantener la postura unipodal, tanto con ojos abiertos como cerrados, es una tarea compleja para los deportistas de las diferentes categorías. En este test, que los participantes de la clase FT8 sean capaces de lograr mejores resultados que el resto de las clases (tiempo de la prueba) ayudaría a discriminar la clase FT8 de las otras tres.

Otro indicativo de punto de corte entre categorías lo muestran las clases FT5 y FT6, siendo las únicas que presentan diferencias entre ellas en el test bipodal con los ojos cerrados. El control postural está basado en un sistema complejo de respuestas musculares y articulares (Sanz et al., 2004), y la ataxia influye

notablemente en estas respuestas, incidiendo sobre la falta de coordinación (Rosenbaum et al., 2007), lo que puede derivar a su vez en una pérdida de equilibrio. Los participantes de la clase FT6 presentan diferencias con todas las clases en los test de ojos abiertos, por lo que el factor ataxia u otros posibles movimientos involuntarios sería una explicación plausible a tales resultados.

Los sujetos con PC suelen adquirir mayores velocidades del centro CdP cuando están con los ojos cerrados que cuando los tienen abiertos (Rose et al., 2002), como es el caso de la clase FT7. Sin embargo, la clase FT6 alcanza mayores velocidades del CdP cuando están con los ojos abiertos. Esta circunstancia puede hacer pensar, hipotéticamente, que los participantes de la clase FT6 no dependen tanto de la retroalimentación visual para el mantenimiento del equilibrio (Rose et al., 2002), y que en su equilibrio se ven más afectados por movimientos involuntarios, los cuales son mayores en la circunstancia de ojos abiertos.





Conclusiones

8. Conclusiones, Limitaciones y Perspectivas de Investigación

8.1. Conclusiones

En el siguiente apartado se desarrollan las conclusiones de la presente tesis doctoral, atendiendo al orden de las hipótesis planteadas y su cumplimiento. Justo a continuación de cada hipótesis se recogen las principales conclusiones acerca de la misma, apoyando los argumentos que indiquen que se ha cumplido o no.

Hipótesis 1: “Los jugadores de los perfiles funcionales actuales en Fútbol PC por hipertensión (FT5 = bilateral, FT7 = unilateral, FT8) y discinesia/ataxia (FT6, FT8) manifestarán limitaciones propias de su impedimento en la realización de la marcha, la carrera, el salto y la estabilidad. Además, los jugadores con el nivel mínimo de impedimento (FT8) mostrarán menores limitaciones en la actividad que los perfiles con afectaciones “moderadas” (FT5, FT6 y FT7)”. Esta hipótesis se cumple en la medida que:

1. Los resultados de los test cinemáticos y cinéticos confirman que la agrupación (FT5, FT6, FT7 y FT8) con la que venían asignada oficialmente los deportistas es fiel a la clasificación funcional descrita por CPISRA (2011), evidenciando algunos aspectos de la actividad motriz que hasta ahora habían sido definidos por criterio de expertos.
2. La evaluación cinemática u cinética de la marcha, carrera, salto y control postural permiten ver limitaciones de actividad moderada de las clases FT5, FT6 y FT7 frente a FT8 (Reina, 2014), que pudieran ser de utilidad para la toma de decisiones entre unas clases y otras: FT8 con las otras tres, y entre FT5 con FT6, FT5 con FT7 y FT6 con FT7.
3. Los test de control postural podrían ayudar a diferenciar en la capacidad de estabilizarse de individuos de las clases FT7 y FT8 (Campayo-Piernas, 2016),

siendo la clase FT8 la que muestra una mayor capacidad en este sentido con respecto a los otros tres perfiles funcionales.

4. Las asimetrías encontradas en los test de salto evidencian limitaciones durante la acción de impulso en las diferentes clases.

Hipótesis 2: “Las asimetrías encontradas en la ejecución de la marcha, carrera, salto y control postural, ayudarán a evidenciar los perfiles actuales de Fútbol PC, comprendiendo algunas estrategias compensatorias emergentes debido al impedimento elegible”. Esta hipótesis se cumplen en la medida que:

1. En todos los perfiles funcionales, el lado D parece tener un rol diferenciado del ND, realizando acciones compensatorias, estabilización o de propulsión.
2. La comparación de las asimetrías que aparecen en la presente tesis con otros estudios (Reina et al., 2016; Simon et al., 2015; Wren et al., 2005) parecen mostrar que el lado D suele presentar una mejor respuesta funcional.
3. Para poder comprobar si un lado es más funcional que otro, compensando las demandas de rendimiento que el otro lado no puede alcanzar, se ha de tener en cuenta que la mayor amplitud de rango por sí solo no es indicativo de una mayor funcionalidad.
4. Se observa que tanto en las clases FT5, FT6 como en la FT7 el mayor rango articular se presenta en el lado D en cadera y rodilla en los momentos de flexión, lo que da indicios de que el lado D se muestra más funcional.
5. Las limitaciones funcionales encontradas en cuanto a flexión-extensión, abducción-aducción, rotación interna-externa y supinación-pronación en diferentes estudios durante la marcha (Reina et al., 2016; Simon et al., 2015; Wren et al., 2005), se ven reflejadas principalmente en el lado ND en las categorías de la presente tesis doctoral, confirmando así la mayor limitación funcional en el lado ND que el D.

6. La cinética de este estudio arroja que en la pisada de la marcha y la carrera, el lado D genera funciones estabilizadoras y una mayor cantidad de potencia desarrollada en el menor tiempo posible, todo ello ajen a la búsqueda del mejor rendimiento o funcionalidad.
7. Aunque la marcha y la carrera son habilidades distintas, existen diferentes estudios que las comparan en personas con PC, e indican que existen mayores asimetrías en la carrera que en la marcha (Burkett, Smeathers y Barker, 2003; Isakov, Kranjik, Gregoric y Marinek, 1996; Prince, Allard, Therrien y Fayden, 1992). No obstante, en la presente tesis doctoral esto no es completamente así, ya que los individuos de las clases FT6 y FT8 ven atenuadas sus asimetrías en el paso de la marcha a la carrera.
8. Considerando que el impacto de la discinesia es menor en actividades cíclicas a favor de un mejor equilibrio (IFCPF, 2015; WPA, 2017), y que la marcha y la carrera son de un componente cíclico, esta última conlleva una mayor velocidad de producción cíclica, pudiendo explicar así que los individuos de la clase FT6 presenten mayores asimetrías en marcha que en carrera.
9. Si bien los individuos de la clase FT8 pueden presentar un tono espástico, discinético o atáxico mínimamente afectado, en la carrera se ven atenuadas las diferencias entre los lados D y ND.
10. Con la finalidad de vencer las restricciones provocadas en la longitud de la zancada por la espasticidad de las extremidades inferiores (Reina et al., 2016), los individuos de la clase FT5 generan mayores asimetrías durante la carrera que durante la marcha.

Hipótesis 3: “La inclusión de elementos perturbadores en los test de salto y de control postural provocan respuestas diferentes según el perfil funcional (clase)”. Esta hipótesis se cumple parcialmente, en la medida que:

1. La altura alcanzada en el salto sin balón es superior en todas las clases que cuando el salto se produce con balón.
2. La mecánica del salto varía cuando éste se hace sin balón (necesidad de ajustarse a un objetivo). La necesidad o condicionante de rematar de cabeza provocaría que el rendimiento del salto se vea perjudicado en términos cuantitativos, por lo que a mayores demandas de rendimiento en el salto los resultados se verían afectados negativamente.
3. La adecuada activación y sinergia de la musculatura es fundamental en la eficacia del salto, no siendo el único factor que influye ya que la técnica de salto puede estar condicionada por el perfil funcional, tono o zona corporal afectada.
4. El grupo FT5 presenta una baja capacidad en la rapidez de producción de fuerza, afectando negativamente a la altura del salto.
5. Los individuos de la clase FT6 presentan mayores dificultades de coordinación al tener la necesidad de realizar ajustes posturales para el remate de cabeza, presentando así relaciones negativas entre la RFD y el rendimiento en el salto.
6. Los individuos de la clase FT7 compensan las limitaciones del lado ND con movimientos del lado dominante, obteniéndose relaciones positivas con la altura alcanzada en el salto.

8.2. Limitaciones

Cuando comenzó esta tesis existía un reducido número de referencias en la literatura científica sobre clasificación en para-deporte, y más específicamente en personas con PC. Aunque en estos últimos años ha habido un incremento de las referencias al respecto para con el desarrollo de sistemas de clasificación basado en evidencias, este estudio es el primero que aborda el estudio de la motricidad básica de para-futbolistas de rendimiento.

Si bien esta tesis partió con la intención de aportar bases científicas a los sistemas

de clasificación que involucran para-deportistas ambulantes con PC o impedimentos neurológicos equivalente, todavía existe una gran necesidad de determinar los factores de rendimiento que subyacen en cada para-deporte. Aunque el fútbol PC involucra las habilidades estudiadas en esta tesis, existen otras muchas que serían objeto de estudio, tales como el chut, el pase o los cambios rápidos de dirección. Por lo tanto, las aportaciones de esta tesis podrían ser más propios de otros para-deportes donde no interactúan tantas habilidades motrices diferentes, como pudiera ser el para-atletismo, en el que los deportistas se organizan en eventos de pista (carrera y saltos) y campo (lanzamientos).

Con el fin de recabar la máxima información posible, se realizaron el mayor número de test posible de acuerdo a la disponibilidad de la muestra, ya que coincidió con la celebración de un Campeonato de España de la modalidad en una localidad cercana al Centro de Investigación del Deporte de la Universidad Miguel Hernández. Se previó la realización de test de control de balón (entre obstáculos, contra otro jugador, de un punto a otro de forma libre), pruebas de pase (a diferentes distancias), chut (en diferentes intensidades de tiro), o pruebas de precisión oculo-podal, pero que logísticamente no fue posible de llevar a cabo por la disponibilidad de una muestra tan específica. Además, el volumen de pruebas fue un factor condicionante del número de jugadores analizados.

Aunque la muestra pudiera parecer reducida, es bastante representativa de la población, ya que incluye a prácticamente la mitad de los jugadores de la selección nacional de este para-deporte que había en el momento de recolección de datos. Con la finalidad de atenuar el impacto del tamaño muestral, se han analizado los datos de esta tesis doctoral atendiendo a las observaciones realizadas, por lo que es un aspecto a tener en cuenta para la generalización de los hallazgos aquí encontrados.

Otros factores como la posible fatiga del fin de semana de competición (aunque tres jugadores se midieron en momentos posteriores por la cercanía al lugar de

toma de datos), la interferencia con tratamientos como fisioterapia o inyecciones de toxina botulínica deben ser considerados con mayor profundidad, en la medida que pueden mediar en la funcionalidad del tono muscular, sobre todo en aquellos con espasticidad.

Finalmente, en cuanto al instrumental y la cadena de medida, si bien se hicieron acciones en la sala de registro de datos del Centro de Investigación del Deporte, con la instalación de plásticos opacos que impedían el paso de la luz, y que pudieran afectar a la sensibilidad de las cámaras VICON, se debió instalar un pasillo que permitiera el paso sobre la plataforma de fuerzas para la evaluación de la marcha y la carrera. Aunque ese pasillo era lo suficientemente largo para que no cambiara el patrón de marcha/carrera, es cierto que suponía un pequeño desnivel suave. Ambas necesidades han permitidos que meses y años posteriores se hicieran instalaciones/modificaciones permanentes en dicha sala para otros trabajos de investigación.

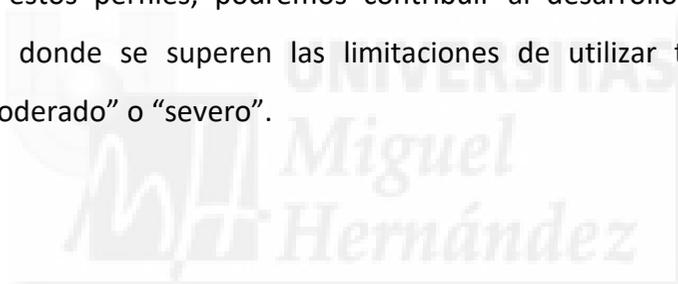
8.3. Prospectivas de investigación

La clasificación en fútbol PC es un pilar fundamental para el desarrollo de este para-deporte, de manera que el Comité de Clasificación de IFCPF está en un constante trabajo de asentamiento y desarrollo de un nuevo sistema de clasificación, el cual se nutre de las evidencias científicas derivadas de las investigaciones. Los análisis realizados en esta tesis, a nivel de cinética y cinemática, sugieren la necesidad de implementar métodos científicos válidos y fiables para evaluar el impacto de los impedimentos elegibles en le ejecución motriz de las habilidades motrices o gestoformas requeridas.

Lograr una precisión aceptable y una fiabilidad en la predicción del rendimiento sobre un deporte en relación al deterioro de un deportista es un reto del deporte paralímpico contemporáneo (Tweedy et al., 2014). Es fundamental evaluar la

fuerza con que se relacionan medidas de deterioro y las medidas de rendimiento de los atletas con discapacidad (paso 3, Tweedy et al., 2014). Por ello es fundamental continuar este trabajo, analizando la relación entre lo estudiado en él (cinética y cinemática) con los factores de rendimiento en fútbol PC.

Es necesario continuar con el desarrollo y evaluación de medidas válidas del desempeño (Tweedy et al., 2014), evidenciando los perfiles que fueron descritos bajo el criterio de expertos y algunas descripciones cualitativas (en este caso por CPISRA, 2011), e indagar con bases científicas sobre la “severidad” de dichos perfiles de cara a apoyar un nuevo sistema de clasificación, basado en 3 perfiles funcionales: A = espasticidad bilateral (diparesia); B = discinesia/ataxia; C = espasticidad unilateral (hemiparesia). Conociendo qué problemas manifiestan cada uno de estos perfiles, podremos contribuir al desarrollo de niveles de funcionalidad, donde se superen las limitaciones de utilizar términos como “mínimo”, “moderado” o “severo”.





Bibliografía

9. Bibliografía

- Ageberg, E. (2003). *Postural control in single-limb stance. In individuals with anterior cruciate ligament injury and uninjured controls*. Lund University, Lund, Sweden.
- Ageberg, E., Roberts, D., Holmström, E., y Fridén, T. (2003). Balance in single-limb stance in healthy subjects—reliability of testing procedure and the effect of short-duration sub-maximal cycling. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 4(1), 14.
- Atkinson, G., y Nevill, A. M. (1998). Statistical methods for assessing measurement error (reliability) in variables relevant to sports medicine. *Sports Medicine*, 26(4), 217-238.
- Albright, A. L. (1996). Intrathecal baclofen in cerebral palsy movement disorders. *Journal of child neurology*, 11(1), S29-S35.
- Badawi, N., Watson, L., Petterson, B., Blair, E., Slee, J., Haan, E., y Stanley, F. (1998). What constitutes cerebral palsy? *Developmental Medicine and Child Neurology*, 40(8), 520-527.
- Bar-Haim, S., Al-Jarrah, M. D., Nammourah, I., y Harries, N. (2013). Mechanical efficiency and balance in adolescents and young adults with cerebral palsy. *Gait and Posture*, 38(4), 668-673.
- Baydal-Bertomeu, J. M., Guillem, R. B., Soler-Gracia, C., De Moya, M. P., Prat, J. M., y De Guzmán, R. (2004). Determinación de los patrones de comportamiento postural en población sana española. *Acta Otorrinolaringológica Española*, 55(6), 260-269.
- Bax, M. C. (1964). Terminology and classification of cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 6(3), 295-297.

- Bax, M., Goldstein, M., Rosenbaum, P., Leviton, A., Paneth, N., Dan, B., y Damiano, D. (2005). Proposed definition and classification of cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 47(8), 571-576.
- Bleck E. E. (1987). *Orthopaedic Management in Cerebral Palsy*. *Clinics in Developmental Medicine*. London: MacKeith Press.
- Bedia, A. R., y Manjón, Y. R. (2006). *Parálisis cerebral y discapacidad intelectual*. Colección Feaps. Madrid: Confederación ASPACE.
- Birmingham, T. B. (2000). Test–retest reliability of lower extremity functional instability measures. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 10(4), 264-268.
- Blanc, Y. (2002). *Adquisición de la marcha*. En J. Faig. (Ed.), *La marcha humana, la carrera y el salto: biomecánica, exploraciones, normas y alteraciones* (pp. 205-216). España: Masson.
- Blanchard, Y., Gannotti, M. E., y Romney, W. (2016). Health-related fitness for children and adults with cerebral palsy. 2016, de American College of Sports Medicine. Recuperado de <http://www.acsm.org/public-information/sportsmedicinebasics/cerebral-palsy>.
- Bobbert, M. F., y Casius, L. J. (2005). Is the effect of a countermovement on jump height due to active state development? *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 37(3), 440-446.
- Böhm, H., y Döderlein, L. (2012). Gait asymmetries in children with cerebral palsy: do they deteriorate with running? *Gait and Posture*, 35(2), 322-327.
- Bottos, M., Feliciangeli, A., Sciuto, L., Gericke, C., y Vianello, A. (2001). Functional status of adults with cerebral palsy and implications for treatment of children. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 43(8), 516-528.
- Burkett, B., Smeathers, J., y Barker T. (2003). Walking and running inter-limb asymmetry for Paralympic trans-femoral amputees: a biomechanical analysis. *Prosthetics and Orthotics International*, 27(1), 36–47.

- Campayo-Piernas, M. (2016). *Batería de test para la optimización del proceso de clasificación de futbolistas con hipertensión, ataxia y atetosis*. Tesis Doctoral, Univesidad Miguel Hernandez, España.
- Cans, C. (2000). Surveillance of cerebral palsy in Europe: a collaboration of cerebral palsy surveys and registers. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 42(12), 816-824.
- Cans, C., Dolk, H., Platt, M., Colver, A., Prasauskene, A., y Rägelo-Mann, I. (2007). Recommendations from the SCPE collaborative group for defining and classifying cerebral palsy. *Developmental Medicina and Child Neurology*, 49(109), 35-38.
- Clark, S. L., y Hankins, G. D. (2003). Temporal and demographic trends in cerebral palsy—fact and fiction. *American Journal of Obstetrics and Gynecology*, 188(3), 628-633.
- Cohen, J. (1988). *Statistical power analysis for the behavioral sciences*. Hillsdale: Lawrence Erlbaum Associates.
- Collado-Vázquez, S. (2004). *Análisis de la marcha humana con plataformas dinámométricas: influencia del transporte de carga*. Madrid: Servicio de Publicaciones de la Universidad Complutense de Madrid.
- Compagnone, E., Maniglio, J., Camposeo, S., Vespino, T., Losito, L., De Rinaldis, M., y Trabacca, A. (2014). Functional classifications for cerebral palsy: Correlations between the gross motor function classification system (GMFCS), the manual ability classification system (MACS) and the communication function classification system (CFCS). *Research in Developmental Disabilities*, 35(11), 2651-2657.
- Damiano D. L., Martellotta, T. L., Sullivan D. J., Granata, K. P., y Abel, M. F. (2000). Muscle force production and functional performance in spastic cerebral palsy: relationship of cocontraction. *Archives Physical Medicine and Rehabilitation*, 81(7), 895–900.
- Dauids J. R., Bagley A. M., y Bryan, M. (1998). Kinematic and kinetic analysis of

- running in children with cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 40(8), 528–35.
- Delgado, M.R., y Albright, A.L. (2003). Movement disorders in children: definitions, classifications, and grading systems. *Journal of Child Neurology*, 18(1), S1-S8.
- Ferrara, M. S., y Peterson, C. L. (2000). Injuries to athletes with disabilities. *Sports Medicine*, 30(2), 137-143.
- Friden, T., Zätterström, R., Lindstrand, A., y Moritz, U. (1989). A stabilometric technique for evaluation of lower limb instabilities. *The American Journal of Sports Medicine*, 17(1), 118-122.
- Frutos, J. B., Andrés, J. M., y Elvira, J. L. (2013). *Principios biomecánicos que intervienen en la ejecución del salto de altura*. Asociación Científico Cultural en Actividad Física y Deporte (ACCAFIDE). Las Palmas de Gran Canaria.
- Fujisawa, H., y Takeda, R. (2006). A new clinical test of dynamic standing balance in the frontal plane: the side-step test. *Clinical Rehabilitation*, 20(4), 340-346.
- Giakas, G., y Baltzopoulos, V. (1997). Time and frequency domain analysis of ground reaction forces during walking: an investigation of variability and symmetry. *Gait and Posture*, 5(3), 189-197.
- Hagberg, B., Hagberg, G., Olow, I., y Wendt, L. (1996). The changing panorama of cerebral palsy in Sweden. VII. Prevalence and origin in the birth year period 1987-90. *Acta Paediatrica*, 85(8), 954-960.
- Hagberg, B., Hagberg, G., Olow, I., y Wendt, L. (1989). The changing panorama of cerebral palsy in Sweden. *Acta Paediatrica*, 78(2), 283-290.
- Hansen, M., Dieckmann, B., Jensen, K., y Jakobsen, B. (2000). The reliability of balance tests performed on the kinesthetic ability trainer (KAT 2000). *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 8(3), 180-185.

- Hart, A. (2017). “*IPC’s Head of Classification Meeting Introduction*” (Documento inédito). 2017 Head of Classification Meeting, Bad-Honeff, 7 de Febrero de 2017.
- Hedges, L. V., y Olkin, I. (1985). *Statistical methods for meta-analysis*. San Diego: Academic Press.
- Hermansen, M. C., y Hermansen, M. G. (2006). Perinatal infections and cerebral palsy. *Clinics in Perinatology*, 33(2), 315-333.
- Himmelman, K., Hagberg, G., Beckung, E., Hagberg, B., y Uvebrant, P. (2005). The changing panorama of cerebral palsy in Sweden. IX. Prevalence and origin in the birth-year period 1995–1998. *Acta Paediatrica*, 94(3), 287-294.
- Hoon, A. H. (2005). Neuroimaging in cerebral palsy: patterns of brain dysgenesis and injury. *Journal of Child Neurology*, 20(12), 936-939.
- Hopkins, W. G., Marshall, S. W., Batterham, A. M., y Hanin, J. (2009). Progressive statistics for studies in sports medicine and exercise science. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 41(1), 3-13.
- Houlihan, C. M., y Stevenson, R. D. (2009). Bone density in cerebral palsy. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, 20(3), 493-508.
- IFCPF, International Federation of Cerebral Palsy Football. (2015). *Classification rulebook*. Recuperado de <http://goo.gl/kvL0eI> (consultado el 12 de febrero de 2015).
- IFCPF. (2017). About classification - CPFootball. Recuperado de <https://www.ifcpf.com/about-classification> (Consultado 7 de mayo 2017).
- IPC (2016). International Standard for Eligible Impairments. Recuperado de https://www.paralympic.org/sites/default/files/document/161004145727129_2016_10_04_International_Standard_for_Eligible_Impairments_1.pdf (Consultado el 10 de abril de 2017).
- IPC, International Paralympic Comite. (2017). Athlete Classification Code. Rules and regulations, policies and procedures for athlete classification. Recuperado de <https://www.paralympic.org/classification/2015-athlete->

- classification-code. (Consultado el 1de enero de 2017).
- Isakov, E., Burger, H., Kranjik, K., Gregoric, M., y Marinek, C. (1996). Influence of speed on gait parameters and on symmetry in trans-tibial amputees. *Prosthetics and Orthotics International*, 20, 153–158.
- Jackson, R. W., y Fredrickson, A. (1979). Sports for the physically disabled The 1976 Olympiad (Toronto). *The American Journal of Sports Medicine*, 7(5), 293-296.
- Jahnke, M. T., Hesse, S., Schreiner, C., y Mauritz, K. H. (1995). Dependences of ground reaction force parameters on habitual walking speed in hemiparetic subjects. *Gait and Posture*, 3(1), 3-12.
- Justel, A., Peña, D., y Zamar, R. (1997). A multivariate Kolmogorov-Smirnov test of goodness of fit. *Statistics and Probability Letters*, 35(3), 251-259.
- Kadaba, M., Ramakrishnan, H., Wootten, M., Gainey, J., Gorton, G., y Cochran, G. (1989). Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait. *Journal of Orthopaedic Research*, 7(6), 849-860.
- Kloyiam, S., Breen, S., Jakeman, P., Conway, J., y Hutzler, Y. (2011). Soccer specific endurance and running economy in soccer players with cerebral palsy. *Adapted Physical Activity Quarterly*, 28(4), 354–367.
- Ko, P. S., Jameson, P. G., Chang, T. L., Sponseller, P. D. (2011). Transverse-plane pelvic asymmetry in patients with cerebral palsy and scoliosis. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 31(3), 277–83.
- Laskin, J. L. (2009). Cerebral palsy. En Durstine, J. L., Moore, G. E., Pointer, P. L., y Roberts, S. O. (Ed.), *ACSM's exercise management for persons with chronic diseases and disabilities* (pp. 343-349). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Legg, D., y Steadward, R. (2011). The Paralympic Games and 60 years of change (1948–2008): unification and restructuring from a disability and medical model to sport-based competition. *Sport in Society*, 14(9), 1099-1115.

- Liendo, U. (2014). Deducción de indicadores que permiten clasificar objetivamente la marcha hemipléjica espástica. *Interciencia*, 39(2), 91.
- Lin, D., Seol, H., Nussbaum, M. A., y Madigan, M. L. (2008). Reliability of COP-based postural sway measures and age-related differences. *Gait and Posture*, 28(2), 337-342.
- Lin, Y. C., Gfoehler, M., y Pandy, M. G. (2014). Quantitative evaluation of the major determinants of human gait. *Journal of Biomechanics*, 47(6), 1324-1331.
- Linthorne, N. P. (2001). Analysis of standing vertical jumps using a force platform. *American Journal of Physics*, 69(11), 1198-1204.
- Makeith, R., Mackenzie, I., y Polani, P. (1959). Memorandum on terminology and classification of cerebral palsy. Symposium of the Oxford Study Group on Child Neurology and Cerebral Palsy. *Cerebral Palsy Bulletin*, 5, 37.
- Mansfield, A., Peters, A. L., Liu, B. A., y Maki, B. E. (2007). A perturbation-based balance training program for older adults: study protocol for a randomised controlled trial. *BMC Geriatrics*, 7(1), 12.
- Martín, R., Postigo, S., Ezquerro, F., Pérez de la Blanca, A., y Prado, M. (2010). Análisis cinemático y cinético de la articulación de la rodilla en maniobras de alta demanda: bajada escalones, quiebro y vuelta. XVIII Congreso Nacional de Ingeniería Mecánica, Ciudad Real.
- Matsusaka, N., Yokoyama, S., Tsurusaki, T., Inokuchi, S., y Okita, M. (2001). Effect of ankle disk training combined with tactile stimulation to the leg and foot on functional instability of the ankle. *The American Journal of Sports Medicine*, 29(1), 25-30.
- Meyns, P., Van Gestel, L., Massaad, F., Desloovere, K., Molenaers, G., y Duysens, J. (2011). Arm swing during walking at different speeds in children with cerebral palsy and typically developing children. *Research in Developmental Disabilities*, 32(5), 1957-1964.
- Miner, W. (1956). A classification of cerebral palsy. *Pediatrics*, 18(5), 841-852.

- Mutch, L., Alberman, E., Hagberg, B., Kodama, K., y Perat, M. V. (1992). Cerebral palsy epidemiology: where are we now and where are we going? *Developmental Medicine and Child Neurology*, 34(6), 547-551.
- Nilsson, J., Thorstensson, A. (1989). Ground reaction forces at different speeds of human walking and running. *Acta Physiologica*, 136(2), 217-27
- Núñez, M., y Llanos, L. (1997). *Biomecánica, medicina y cirugía del pie*. España: Masson.
- O'Shea, T. M. (2002). Cerebral palsy in very preterm infants: new epidemiological insights. *Mental Retardation and Developmental Disabilities Research Reviews*, 8(3), 135-145.
- Olmsted, L. C., Carcia, C. R., Hertel, J., y Shultz, S. J. (2002). Efficacy of the star excursion balance tests in detecting reach deficits in subjects with chronic ankle instability. *Journal of Athletic Training*, 37(4), 501-506.
- Organización Mundial de la Salud (2001). *International Classification of Functioning Disability and Health*. Recuperado de www.who.int/icf/icftemplate.cfm (Consultado el 20 de septiembre de 2013).
- Osler, S. W. (1987). *The Cerebral Palsies of Children: A Clinical Study from the Infirmary for Nervous Diseases*, Philadelphia: Cambridge University Press.
- Palisano, R., Rosenbaum, P., Walter, S., Russell, D., Wood, E., y Galuppi, B. (1997). Development and reliability of a system to classify gross motor function in children with cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 39(4), 214-223.
- Paterno, M. V., Myer, G. D., Ford, K. R., y Hewett, T. E. (2004). Neuromuscular training improves single-limb stability in young female athletes. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 34(6), 305-316.
- Pericé, R. V., Paloma, S. C., y Rimbau, O. C. (1985). *Ortesis y prótesis del aparato locomotor*. España: Masson.

- Pierce, C. A., Block, R. A., y Aguinis, H. (2004). Cautionary note on reporting eta-squared values from multifactor ANOVA designs. *Educational and Psychological Measurement*, 64, 916-924.
- Pintsaar, A., Brynhildsen, J. y Tropp, H. (1996). Postural corrections after standardised perturbations of single limb stance: effect of training and orthotic devices in patients with ankle instability. *British Journal of Sports Medicine*, 30(2), 151-155.
- Podsiadlo, D., y Richardson, S. (1991). The timed “Up y Go”: a test of basic functional mobility for frail elderly persons. *Journal of the American Geriatrics Society*, 39(2), 142-148.
- Prieto, T. E., Myklebust, J., Hoffmann, R., Lovett, E., y Myklebust, B. (1996). Measures of postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 43(9), 956-966.
- Prince, F., Allard P., Therrien R. G., y Mc Fayden, B. J. (1992). Running gait impulse asymmetries in below-knee amputees. *Prosthetics and Orthotics International*, 16, 19–24.
- Reina, R. (2003). Propuesta de intervención para la mejora de actitudes hacia personas con discapacidad a través de actividades deportivas y recreativas. *Lecturas: Educación Física y Deportes*, 59, 7.
- Reina, R. (2014). Evidence-based classification in Paralympic sport: application to football-7-a-side. *European Journal of Human Movement*, 32, 161-185.
- Reina, R., Sarabia, J. M., Yanci, J., García-Vaquero, M. P., y Campayo-Piernas, M. (2015). Change of direction ability performance in cerebral palsy football players according to functional profiles. *Frontiers in Physiology*, 6, 409.
- Reina R., y Vilanova-Pérez, N. (2016). *Guía sobre clasificación de la discapacidad en deporte paralímpico*. Elche: Limencop S.L.
- Riemann, B. L., Myers, J. B., y Lephart, S. M. (2002). Sensorimotor system measurement techniques. *Journal of Athletic Training*, 37(1), 85-98.

- Rodríguez, F. A., Valenzuela, A., Gusi, N., Nácher, S., y Gallardo, I. (1998). Valoració de la condició física saludable en adults (i II): fiabilitat, aplicabilitat i valors normatius de la bateria AFISAL-INEFC. *Apunts. Educació Física i Esports*, 4(54), 54-65.
- Rogers, J. P., y Vanderbilt, S. H. (1989). Coordinated treatment in Cerebral Palsy. *Journal of Prosthetics and Orthotics*, 2(1), 68-81.
- Rose, J., Wolff, D. R., Jones, V. K., Bloch, D. A., Oehlert, J. W., y Gamble, J. G. (2002). Postural balance in children with cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 44(01), 58-63.
- Rosenbaum, P., Paneth, N., Leviton, A., Goldstein, M., Bax, M., Damiano, D., ... y Jacobsson, B. (2007). A report: the definition and classification of cerebral palsy April 2006. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 109 (suppl 109), 8-14.
- Runciman, P., Tucker, R., Ferreira, S., Albertus-Kajee y., Derman W. (2016). Effects of induced volitional fatigue on sprint and jump performance in paralympic athletes with cerebral palsy. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 95(4), 277-290.
- Sadeghi, H., Allard, P., Prince, F., y Labelle, H. (2000). Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. *Gait and Posture*, 12, 34-45.
- Sanger, T. D., Chen, D., Delgado, M. R., Gaebler-Spira, D., Hallett, M., y Mink J. W. (2006). Taskforce on Childhood Motor Disorders: Definition and classification of negative motor signs in childhood. *Pediatrics*, 118, 2159-2167.
- Sanger, T. D., Delgado, M. R., Gaebler-Spira, D., Hallett, M., y Mink, J. W. (2003). Classification and definition of disorders causing hypertonia in childhood. *Pediatrics*, 111(1), 89-97.
- Sanz, E. M., De Guzmán, R. B., Cerveron, C. C., y Baydal, J. M. (2004). Análisis de la interacción visuo-vestibular y la influencia visual en el control postural. *Acta Otorrinolaringológica Española*, 55(1), 9-16.

- Schifrin, B. S., y Longo, L. D. (2000). William John Little and cerebral palsy: A reappraisal. *European Journal of Obstetrics and Gynecology and Reproductive Biology*, 90(2), 139-144.
- Shapiro, B. K. (2004). Cerebral palsy: a reconceptualization of the spectrum. *The Journal of Pediatrics*, 145(2), S3-S7.
- Stackhouse, S. K., Binder-Macleod, S. A., y Lee S. C. (2005). Voluntary muscle activation, contractile properties, and fatigability in children with and without cerebral palsy. *Muscle and Nerve*, 31(5), 594–601.
- Tropp, H., y Odenrick, P. (1988). Postural control in single-limb stance. *Journal of Orthopaedic Research*, 6(6), 833-839.
- Tweedy, S. M. (2002). Taxonomic theory and the ICF: foundations for a unified disability athletics classification. *Adapted Physical Activity Quarterly*, 19 (2), 220-237.
- Tweedy, S. M., Beckman, E. M. y Connick, M. J. (2014). Paralympic classification: conceptual basis, current methods, and research update. *PM&R*, 6(8), S11-S17.
- Tweedy, S. M. y Vanlandewijck, Y. C. (2011). International Paralympic Committee position stand—background and scientific principles of classification in Paralympic sport. *British Journal of Sports Medicine*, 45(4), 259-269.
- Unnithan, V., B., Dowling, J. J., Frost, G., y Bar-Or, O. (1996). Role of cocontraction in the O₂ cost of walking in children with cerebral palsy. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 28, 1498–1504.
- Verschuren, O., Ketelaar, M., Gorter, J. W., Helders, P. J., y Takken, T. (2009). Relation between physical fitness and gross motor capacity in children and adolescents with cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 51(11), 866-871.
- Villadot, R., Cohi, O. y Clavell, S. (1991). *Ortesis y prótesis del aparato locomotor. Extremidad inferior I*. España: Masson.

- Wagner, H., Tilp, M., Von Duvillard, S. P., y Mueller, E. (2009). Kinematic analysis of volleyball spike jump. *International Journal of Sports Medicine*, 30(10), 760-765.
- Winter, S., Autry, A., Boyle, C., y Yeargin-Allsopp, M. (2002). Trends in the prevalence of cerebral palsy in a population-based study. *Pediatrics*, 110(6), 1220-1225.
- Winters, T. F., Gage, J. R., y Hicks R. (1987). Gait patterns in spastic hemiplegia in children and young adults. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 69, 437-441.
- World Para-Athletics (2017). *World Para Athletics Classification Rules and Regulations*. Recuperado de: https://www.paralympic.org/sites/default/files/document/170405082103127_2017_03_13_WPA+Classification+Rules+and+Regulations_update.pdf (consultado el 10 de abril de 2017).
- Wren, T. A., Rethlefsen, S., y Kay, R. M. (2005). Prevalence of specific gait abnormalities in children with cerebral palsy: influence of cerebral palsy subtype, age, and previous surgery. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 25(1), 79-83.
- Yanci, J., Los Arcos, A., Grande, I., Santalla, A., Figueroa, J., Gil, E., y Cámara, J. (2014). Capacidad de salto en futbolistas con parálisis cerebral. *Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y el Deporte*, 14(54), 199-211.
- Yanci, J., Castagna, C., Los Arcos, A., Santalla, A., Grande, I., Figueroa, J., y Cámara, J. (2016). Muscle strength and anaerobic performance in football players with cerebral palsy. *Disability and Health Journal*, 9(2), 313-319.
- Young, W., Cormack, S., y Crichton, M. (2011). Which jump variables should be used to assess explosive leg muscle function. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 6(1), 51-57.

10. Anexos

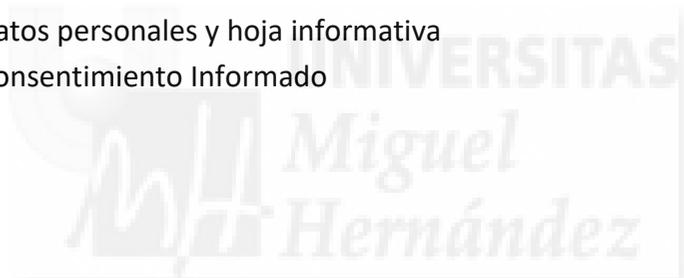
ÍNDICE DE FIGURAS

Anexo 1. Datos personales y hoja informativa

I

Anexo 2. Consentimiento Informado

IV





Análisis biomecánico de los gestos técnicos de fútbol para personas con parálisis cerebral

Nombre:			
Categoría: 5 <input type="checkbox"/> 6 <input type="checkbox"/> 7 <input type="checkbox"/> 8 <input type="checkbox"/>	Edad:		
Años practicando Fútbol:	Año 1ª clasificación:		
¿Has sido reclasificado? Si <input type="checkbox"/> No <input type="checkbox"/>	Año clasificación permanente:		
<input type="checkbox"/> Diplejía	<input type="checkbox"/> Tetraparesia	<input type="checkbox"/> Hemiplejia.	
<input type="checkbox"/> Espástica	<input type="checkbox"/> Atetósica	<input type="checkbox"/> Ataxia	<input type="checkbox"/> Mixta
Otros deportes practicados:			

Objetivos generales del estudio:

- Analizar dentro del fútbol para personas con parálisis cerebral las principales habilidades de este deporte.
- Describir los parámetros cinemáticos de cada clase, tratando de aplicar dichos resultados a un sistema de clasificación funcional.

Pruebas a realizar:

El proceso de toma de datos se llevará a cabo durante el desarrollo del Campeonato de España de Fútbol Sala en Aspe (Alicante) los días 24 a 26 de Febrero, en el Centro de Investigación del Deporte de la UMH (a 5 km de la sede del campeonato).

La toma de datos tendrá lugar sin interferir en el desarrollo de la competición, acordando con el deportista, o delegado en su defecto, el momento más idóneo para llevar a cabo la medición en las instalaciones disponibles. El equipo investigador se compromete al transporte y atención del deportista para el proceso de toma de datos.

Las pruebas a realizar se detallan a continuación:

1. Equilibrio estático y dinámico, bipodal y unipodal.

Objetivo: Reconocer patrones identificativos del equilibrio en jugadores de fútbol con parálisis cerebral.

1.1 Equilibrio bipodal

Procedimiento: Primero con piernas juntas y ojos abiertos deberá mantener el equilibrio durante 30 segundos, después misma posición con ojos cerrados y mismo tiempo. A continuación, realizará el mismo procedimiento con piernas separadas (tobillos a la altura de los hombros).

1.2 Equilibrio unipodal

Procedimiento: Primero sobre la pierna que el sujeto elija deberá mantener el equilibrio sobre ésta con ojos abiertos, y después con ojos cerrados. Luego deberá mantener en equilibrio mediante golpeo del balón con una sola pierna.

2. Salto remate. Determinación de la potencia del tren inferior:

Objetivo: Conocer las principales características del deportista en el salto.

Procedimiento: Partiendo de una posición erecta se realizará un descenso hasta un ángulo de flexión voluntario, y súbitamente un ascenso con la indicación de que en el salto debe golpear un balón en remate de cabeza. De este salto se realizarán 5 repeticiones válidas.

3. Marcha y carrera:

Objetivo: Analizar patrones comunes de la marcha y la carrera en las diferentes clasificaciones de la parálisis cerebral.

Tanto la marcha como la carrera se realizarán en un pasillo de 1,5 metros de ancho por 12 metros de largo.

3.1 Marcha: Procedimiento: Se le indicará al deportista una superficie que deberá pisar durante la marcha y para ello se ajustará la distancia de salida al ritmo de su marcha. De esta marcha se realizarán 5 repeticiones válidas.

3.2 Carrera: Procedimiento: Se le indicará al deportista una superficie que deberá pisar durante la carrera y para ello se ajustará la distancia de salida al ritmo de su marcha. De esta carrera se realizarán 5 repeticiones válidas.

4. Conducción de balón:

Objetivo: Analizar patrones comunes de la conducción de balón en las diferentes clasificaciones de la parálisis cerebral.

Procedimiento: El deportista deberá llevar el balón por un pasillo de 1,5 metros de ancho y 12 metros de largo con la pierna dominante. Se le indicará que debe de hacerlo en el menor tiempo posible.

De esta conducción se realizarán 10 repeticiones válidas.

5. Pase de balón:

Objetivo: Analizar el equilibrio postural y patrones de referencia en el pase, según la clasificación de cada jugador.

Procedimiento: El deportista realizará cinco pases controlados a intensidad media con empeine interior del pie dominante, intentando dirigirlo hacia un punto indicado a 6 metros de distancia.

El deportista realizará cinco pases.

6. Tiro:

Objetivo: Analizar el equilibrio postural y patrones de referencia en el tiro, según la clasificación de cada jugador.

Procedimiento: El deportista realizará cinco tiros a portería con la parte interna del pie dominante, desde una distancia de 8 metros.

El deportista realizará cinco tiros que entren dentro de la portería.

Para todas las mediciones el deportista deberá vestir unas mayas que los investigadores le facilitarán, y deberá hacer el protocolo con el torso descubierto. Esto se debe a la necesidad para colocar sobre la piel del deportista, de forma totalmente inocua, de una serie de marcadores anatómicos (36) para que sean registrados por las cámaras de video.

Acuerdo de consentimiento informado

Los investigadores, tras haber obtenido la autorización y consentimiento de la Federación Española de Deportes de Paráliticos Cerebrales (FEDPC) para la puesta en práctica de este estudio, y en representación por parte de los mismos por Raúl Reina Vaíllo en calidad de investigador principal del proyecto y responsable del comité de clasificación de la FEDPC, se comprometen a:

- Explicar detalladamente a los responsables de cada delegación y deportistas, los propósitos del estudio.
- Desarrollar el proceso de medida de acuerdo a los postulados éticos de la Declaración de Helsinki acerca de la investigación con seres humanos.
- Gestionar el calendario de mediciones de manera eficiente, haciendo que no interfiera en la participación normal de los jugadores.
- Tratar los datos e imágenes obtenidas durante el proceso de medida garantizando su confidencialidad.

Con todo, el abajo firmante, o en su defecto la persona en quien delegue, se compromete a completar el protocolo de pruebas anteriormente descrito, afirmando que ha sido informado acerca del mismo, y que participa de forma voluntaria en el proceso de medida.

Y para que así conste y surta los efectos oportunos, firman la presente en Elche a 24 de Febrero de 2012.

Fdo: Raúl Reina Vaíllo
Investigador Principal

Fdo: Deportista